

Aus dem Veterinär-Anatomischen Institut
der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

**Untersuchung des Einflusses orthopädischer Beschlagsmodifikationen und
Bodenbeschaffenheiten auf die Druckbelastung des Hufes und den Fußungsablauf sowie
die Ausrichtung der distalen Zehenknochen des Pferdes**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines
Doctor medicinae veterinariae (Dr. med. vet.)
durch die Veterinärmedizinische Fakultät
der Universität Leipzig

eingereicht von
Michael Geiger
aus Halberstadt

Leipzig, 2019

Mit Genehmigung der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Dekan: Prof. Dr. Walter Brehm

Betreuer: Prof. Dr. Christoph Mülling

Co-Betreuerin: PD. Dr. Jenny Hagen

Gutachter: Prof. Dr. Christoph Mülling
Veterinär-Anatomisches Institut, Universität Leipzig
Prof. Dr. Michael Röcken
Klinik für Pferde, Justus-Liebig-Universität Gießen

Tag der Verteidigung: 03.09.2019

Widmung

Sandra, Anna, Niklas,
meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

Inhalt	Seite
1 Einleitung	1
2 Literaturübersicht	3
2.1 Anatomie der distalen Gliedmaße des Pferdes	3
2.1.1 Knochen und Gelenke	3
2.1.2 Sehnen und Bänder	6
2.1.3 Der Huf und seine Segmente	10
2.1.3.1 Definition des Hufs	10
2.1.3.2 Der Hufbeinträger	10
2.1.3.3 Segmente des Hufs	11
2.2 Biomechanische Grundlagen	13
2.2.1 Allgemeine Betrachtungsweisen der Biomechanik	13
2.2.2 Die Statik der distalen Gliedmaße des Pferdes	15
2.2.3 Kinetische Betrachtung der distalen Gliedmaße des Pferdes.....	17
2.3 Analysemethoden biomechanischer Prozesse der distalen Gliedmaße des Pferdes ..	19
2.3.1 Statische Analysemethoden	20
2.3.1.1 Röntgen.....	20
2.3.2 Kinetische Analysemethoden.....	22
2.3.2.1 Druckmessung	22
2.4 Lahmheit und deren Ursachen im Bereich der distalen Gliedmaße	23
2.4.1 Definition des Begriffes Lahmheit und deren Erkennung	24
2.4.2 Risikofaktoren für die Entstehung von Lahmheit	25
2.5 Orthopädischer Beschlag	27
2.5.1 Erkrankungen der distalen Gliedmaße mit Beschlagsindikation	27
2.5.2 Beschlagsmodifikationen	28
2.5.2.1 Beschlagsmodifikationen der dorsopalmaren Ebene	29
2.5.2.2 Beschlagsmodifikationen der mediolateralen Ebene	34
2.5.3 Der Einfluss unterschiedlicher Bodeneigenschaften auf die Wirkung orthopädischer Beschlagsmodifikationen	36
3 Wissenschaftliche Originalarbeiten.....	38

Inhaltsverzeichnis

3.1	Modifying the Surface of Horseshoes: Effects of Eggbar, Heartbar, Open Toe, and Wide Toe Shoes on the Phalangeal Alignment, Pressure Distribution, and the Footing Pattern	38
3.2	Modifying the Height of Horseshoes: Effects of Wedge Shoes, Studs, and Rocker Shoes on the Phalangeal Alignment, Pressure Distribution, and Hoof-Ground Contact During Motion	51
3.3	Modifying Horseshoes in the Mediolateral Plane: Effects of Side Wedge, Wide Branch, and Unilateral Roller Shoes on the Phalangeal Alignment, Pressure Forces, and the Footing Pattern.....	63
4	Diskussion.....	73
4.1	Material und Methoden	73
4.1.1	Röntgenuntersuchung	73
4.1.2	Druckmessung	75
4.1.3	Kombination von Röntgenuntersuchungen und Druckmessungen zur Beurteilung biomechanischer Fragestellungen	78
4.2	Die Veränderungen der Zehenknochenausrichtung nach Applikation von orthopädischen Beschlagsmodifikationen	79
4.3	Die Veränderungen des Druckverteilungsmusters unter Hufeisen und Huf nach Applikation von orthopädischen Beschlagsmodifikationen	81
4.4	Der Effekt von orthopädischen Beschlagsmodifikationen auf die individuelle Fußung	84
4.5	Schlussfolgerungen und Ausblick	86
5	Zusammenfassung	88
6	Summary	90
7	Literaturverzeichnis	93

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzungen

GRF	Bodenreaktionskräfte (engl. <i>ground reaction forces</i>)
OBS	oberflächliche Beugesehne
TBS	tiefe Beugesehne

1 Einleitung

Die Erforschung des Bewegungsapparates des Pferdes ist einer der ältesten Forschungszweige in der Tiermedizin, wobei zentrales Element dieser Forschung immer auch die Untersuchung der Ursachen von Lahmheiten und deren Prävention war (MUYBRIDGE 2012). Die Hintergründe dafür reichen dabei von der herausragenden militärischen und ökonomischen Bedeutung bis zum Beginn des 20. Jahrhunderts, hin zu Aspekten des Tierwohls und des Tierschutzes in der modernen Auffassung des Pferdes als Sportler, Partner und Freizeitbegleiter.


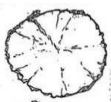
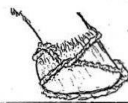


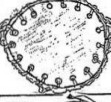




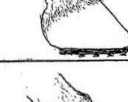
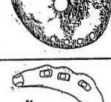

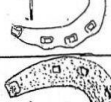
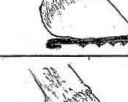
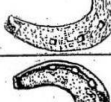

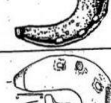
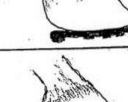
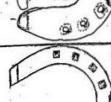


nach Christus	Jahr 1400	Hufumhüllung Enrobage du sabot		
	500	(vor 1400 vor Chr. - ?)		
	100	Flechtsandale Sandale tressée Solea spartea		
		(500 vor - 500 nach Chr.)		
	50	Sandale mit Eisen- sohle Sandale ferrée Soulrier en fer		
		(100 vor - 100 nach Chr.)		
	0	Hipposandale Soulrier en fer		
		(50 vor - 400 nach Chr.)		
	500	Eisnägel (?) Clous à glace		
		(vor 500 vor Chr. - 500 nach)		
vor Christus	1000	orientalisches Eisen Fer turc ou oriental		
		(500 nach Christus - heute)		
	1250	Wellenrandeisen Fer à bord ondulé		
		(1000 - 1250)		
	1375	Stempeleisen Fer à étampures		
		(1250 - 1350)		
	1625	Falzeisen Fer à rainures		
nach Christus		(1350 - 1625)		
	1725	Griffeisen Fer à étampures avec grappe		
		(1625 - 1725)		
	2000	Stempeleisen mit Kappe Fer à étampures avec pinçon		
		(1725 - heute)		

Abbildung 1: Entwicklung des Hufschutzes im Laufe der Zeit (IMHOF 2010)

Aufgrund der besonderen Stellung dieses Forschungszweiges lassen sich auch Informationen zu Behandlungsverfahren oder Methoden des Hufschutzes z.B. in Form von Hufeisen sehr gut zurückverfolgen (Abbildung 1). Wir wissen daher, dass der Bedarf des Hufschutzes bereits im alten Ägypten bekannt war und durch eine Art Sandale realisiert wurde und außerdem, dass vermutlich in Germanien die ersten geschmiedeten Hufeisen entstanden, deren Form unserer heutigen Variante am ehesten entspricht (IMHOF 2010). Im Verlauf dieser Historie lassen sich sowohl grundlegende Unterschiede, als auch diverse Ähnlichkeiten zu heutigen Beschlägen ausmachen (HICKMAN 1975). Abgesehen von traditionellen, teils über Jahrhunderte bestehenden Prinzipien einiger Hufeisenvarianten, werden einige Ansätze aus vergangener Zeit aber auch modern adaptiert und zusätzlich bilden moderne Werkstoffe sowohl aus Metall, als auch Kunststoff eine Vielzahl neuer Möglichkeiten im Hufbeschlag (PARDOE et al. 2001). Der moderne Hufschmied,

wie auch der Tierarzt, sehen sich also einer Vielzahl von Optionen zwischen Tradition und Moderne gegenübergestellt.

Einleitung

Insgesamt bettet sich die Erforschung und Betrachtung der sich aus den unterschiedlichen Hufbeschlägen ergebenden Einflüsse zunehmend in den übergeordneten Themenkomplex der Biomechanik ein. Es wird eine Vielzahl moderner Untersuchungsmethoden, welche von statischen Röntgenbildern bis hin zu dynamischen Druckmessungen reichen, genutzt, um den Einfluss des Beschlages über den Huf hinaus auf den gesamten Bewegungsapparat zu untersuchen (BACK und PILLE 2013). Trotz der Vielzahl an Methoden, Untersuchungen und Publikationen bestehen aber dennoch viele Fragen. Insbesondere fehlen noch grundlegende Daten zu den Effekten von sowohl traditionellen, als auch modernen Hufbeschlägen Effekts auf das hochpräzise Gleichgewicht des Bewegungsapparates des Pferdes. Demnach gibt es eine Auswahl an Beschlagsvarianten, wie beispielsweise die Verwendung von Keilen (COLAHAN et al. 1991, HANSEN et al. 2005) oder geschlossenen Eisen (SCHEFFER und BACK 2001, SCHOONOVER et al. 2005), aber auch das Verändern des Abrollpunktes eines Hufeisens (DUBERSTEIN et al. 2013, WILLEMEN et al. 1996), welche ein besonderes wissenschaftliches Interesse aufweisen. Allerdings fehlen in diesen Betrachtungen häufig die Referenzen z.B. zum Barhuf oder Standardbeschlag. Ein weiterer Faktor ist, dass obwohl zunehmend einheitliche Werte für einzelne Messverfahren veröffentlicht werden (z.B. die Angabe der maximalen vertikalen Kraft einer Kraftmessung in N/kg), die Versuchsaufbauten zur Generierung der Daten sich aber teils deutlich unterscheiden. Somit ist ein zweifelsfreier Vergleich der Daten nicht immer möglich oder zumindest fraglich. Schlussendlich können aufgrund der technischen Limitationen einiger Untersuchungsmethoden Experimente nur unter Laborbedingungen stattfinden, welche wiederum nicht fehlerfrei auf die Realumgebung und Nutzung der Probanden übertragen werden können. Dabei kommen den unterschiedlichen Bodeneigenschaften und den dadurch provozierten unterschiedlichen Belastungsverhältnissen des Bewegungsapparats speziell im Bereich der distalen Gliedmaße sowohl während der Entwicklung im Fohlenalter (BACK et al. 1999, DUCRO et al. 2009a, KROEKENSTOEL et al. 2006) als auch im Trainingsbereich oder der Lahmheitsprävention (MARTINO et al. 2013, MURRAY et al. 2010b, NORTHROP et al. 2013) besondere Bedeutung zu. Informationen zum Management von orthopädischen Patienten werden somit für alle in die Rekonvaleszenz involvierten Personen zunehmend wichtiger.

Ziel der dieser Dissertation zugrundeliegenden Studie war es daher, einen möglichst großen Umfang an Beschlagsvarianten hinsichtlich ihres Einflusses auf die Ausrichtung der distalen Zehenknochen und die Änderung der Druckmessparameter zu untersuchen und zusätzlich den Einfluss verschiedener Böden zu quantifizieren. Der große Querschnitt hinsichtlich der verwendeten Tierzahl und der untersuchten Beschlagsmodifikationen, der mit denselben Methoden untersucht wurde, ermöglichen dabei erstmals eine umfassende Vergleichbarkeit hinsichtlich ihrer biomechanischen Einflüsse auf den Bewegungsapparat des Pferdes. Ferner ist es nach Kenntnisstand des Autors die erste Feldstudie, welche sowohl eine konstante Referenz in Form des Barhufs und des Standardbeschlages nutzt, als auch unterschiedliche Bodeneinflüsse übergreifend vergleichend betrachtet.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie der distalen Gliedmaße des Pferdes

Kenntnisse über die Anatomie der distalen Gliedmaße des Pferdes sind von entscheidender Bedeutung für eine Vielzahl von wissenschaftlichen als auch klinischen Anwendungen und Untersuchungen. Die in den folgenden Kapiteln aufgeführten Aspekte sollen demnach als Grundlage für das Verständnis der durchgeführten Untersuchungen, als auch deren Interpretation dienen. Obwohl die anatomischen Strukturen der Vorder- und Hintergliedmaße keine signifikanten Unterschiede aufweisen, wird im Folgenden, auch aufgrund des Fokus der zugrundeliegenden Studie, lediglich die Anatomie der distalen Vordergliedmaße behandelt.

2.1.1 Knochen und Gelenke

Das knöcherne Grundgerüst der distalen Gliedmaße eines Pferdes im engeren Sinne wird von dem Fesselbein (*Os compedale*), dem Kronbein (*Os coronale*), dem Hufbein (*Os ungulare*) und den paarigen Gleichbeinen (*Ossa sesamoidea proximalia*), sowie dem unpaaren

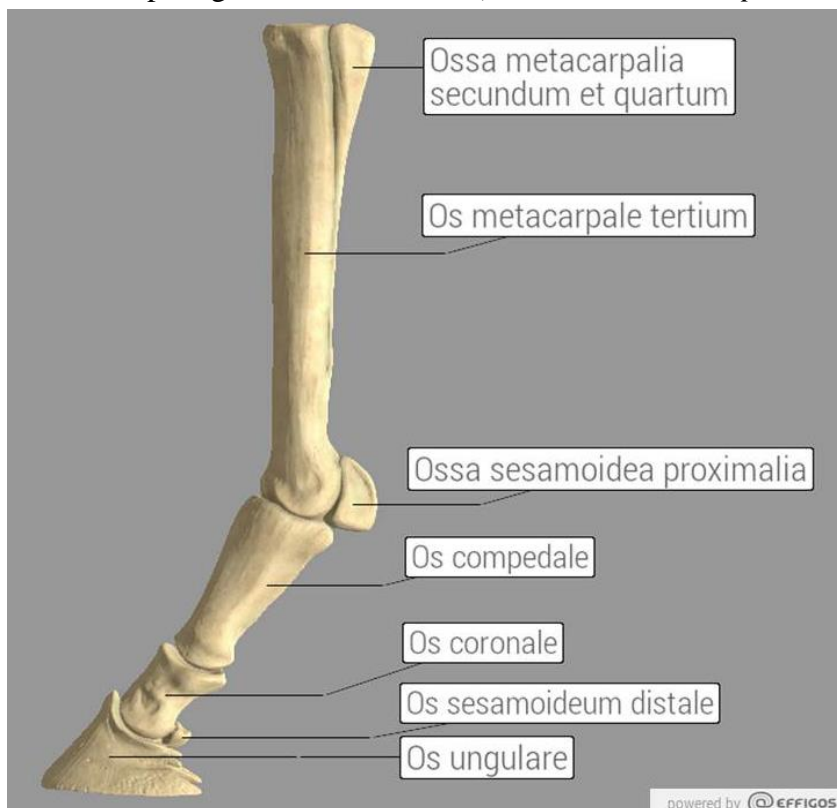


Abbildung 2: Darstellung des knöchernen Grundgerüsts der distalen Gliedmaße
(aus Effigos Hoof Explorer,
www.hoofexplorer.com)

Strahlbein (*Os sesamoideum distale*) gebildet. Im weiteren Sinne werden das Röhrbein (*Os metacarpale tertium*) mit seinen Griffelbeinen (*Ossa metacarpalia secundum et quartum*) hinzugezählt (Abbildung 2) (DYCE et al. 1991a, LIEBICH et al. 2015a, NICKEL et al. 1977b).

Die Ordnung der *Perissodactyla* zeichnet sich speziell dadurch aus, dass die gesamte Körperlast von einer Knochensäule getragen wird, welche aus diesen

Knochen gebildet wird und bei Equiden auf die dritte Zehe reduziert ist (MAIERL et al. 2015a).

Dabei ist das Röhrbein ein entscheidender Bestandteil. Es erfährt eine hohe Belastung in Form von Druckkräften ausgehend vom Körpergewicht und den Reaktionskräften des Bodens während der Bewegung, was sich in einer besonders starken Ausprägung der dorsalen und medialen Knochenwand äußert (MAIERL et al. 2015a, SALOMON 2005b). Die nicht in die Belastung einbezogenen Griffelbeine verlaufen in enger, teils gelenkiger Assoziation zum Röhrbein bis auf Höhe des distalen Drittels, wo sie in den Griffelbeinknöpfchen enden (DYCE et al. 1991a). Das Röhrbein artikuliert proximal mit dem Vorderfußwurzelgelenk (*Articulatio carpometacarpeae*), einem zusammengesetzten Gelenk (NICKEL et al. 1977a, SALOMON 2005a).

Die distale Gelenkfläche des Röhrbeins wird von einem prominenten Sagittalkamm in einen medialen und lateralen Anteil geteilt (LIEBICH et al. 2015b). Das Fesselgelenk (*Articulatio metacarpophalangea*), gebildet von der *Trochlea* des Röhrbeins, der proximalen Gelenkfläche des Fesselbeins und den Gelenkflächen der Gleichbeine, bildet ebenfalls ein zusammengesetztes Gelenk, welches ferner nach LIEBICH et al. als ein funktionell vollkommenes Scharniergelenk angesehen werden kann. Als solches lässt es aktive Bewegung lediglich in Form von Flexion und Extension zu. Ferner weist dieses Gelenk bei allen Pferden in seiner physiologischen Grundstellung bereits eine deutliche Hyperextension mit einem mittleren dorsalen Streckwinkel von 140° auf (GIRTLEIR 2001, MAIERL et al. 2015a, SALOMON 2005a).

Die Gelenkkapsel des Fesselgelenkes bildet dorsal und palmar Aussackungen aus, den *Recessus dorsalis* und *Recessus palmaris*, welche sich einige Zentimeter proximal über das Gelenk schieben (LIEBICH et al. 2015b).

Die paarigen Gleichbeine haben eine pyramidale, palmar spitz zulaufende Form und stehen sowohl untereinander als auch mit dem Fesselbein durch straffe Bänder in Verbindung (DAVIES und PHILIP 2009b). Durch die dorsale Gelenkfläche wird das Fesselgelenk palmar ergänzt, während die palmare Fläche als Gleitfläche und Umlenkpunkt der Beugesehen dient (NICKEL et al. 1977a). Abaxial inseriert an beiden Gleichbeinen je ein Schenkel des *M. interosseus medius*.

Betrachtet man das Fesselbein, fällt sowohl in der dorsopalmaren als auch in der mediolateralen Ebene eine Verjüngung des Knochens von der proximalen Gelenkfläche bis zur distalen *Trochlea* auf, welche auf die prominent ausgebildeten proximalen Bandhöcker zurückzuführen ist (ZADOW 2012a). Auf der palmaren Fläche des Fesselbeins bilden Knochenleisten ein deutlich abgegrenztes Fesselbeindreieck (*Trigonum phalangis proximale*) (LIEBICH et al. 2015a). Die proximale konvexe *Fovea articularis* des Fesselbeins weist eine deutliche Sagittalrinne auf, in welche der Sagittalkamm des Röhrbeins greift, während sich die distale *Trochlea* konkav hervorwölbt. Das sich anschließende Krongelenk (*Articulatio interphalangea proximalis*) bildet ein Sattelgelenk mit der Funktion eines einfachen,

unvollkommenen Wechselgelenkes, wobei die konkave *Trochlea* des Fesselbeines mit der konvex geformten Kronbeingrube artikuliert (LIEBICH et al. 2015b). Die proximale Gelenkfläche des Kronbeins weist einen leichten Sagittalkamm auf, welcher diese wiederum in einen medialen und einen lateralen Anteil aufteilt. Ähnlich wie im Falle des Fesselgelenkes bildet auch die Gelenkkapsel des Krongelenkes eine dorsale Aussackung aus (*Recessus dorsalis*) welche proximal über das Gelenk reicht (BUDRAS 1991a, LIEBICH et al. 2015b). Der Knochen selbst ähnelt dem Fesselbein, ist allerdings deutlich kürzer. Auch das Kronbein wirkt proximal breiter als distal, bedingt durch eine verstärkte palmare Kronbeinlehne (*Tuberositas flexoria*) und einen deutlich ausgezogenen dorsalen Kronbeinfortsatz (*Processus extensorius*) (KAINER 1989, LIEBICH et al. 2015a). Die distale Gelenkfläche ist der des Fesselbeines nahezu identisch und artikuliert sowohl mit dem sich anschließenden Hufbein als auch dem zwischengelagerten Strahlbein, welche das Hufgelenk (*Articulatio interphalangea distalis*) bilden (LIEBICH et al. 2015b, SALOMON 2005a). Es handelt sich hierbei um ein zusammengesetztes, unvollkommenes Sattelgelenk, welches wiederum funktional als Wechselgelenk wirkt (LIEBICH et al. 2015b). Die Hufgelenkkapsel bildet zwei Aussackungen dorsal und palmar aus, wobei sich der *Recessus dorsalis* hinter der Hufbeinkappe (*Processus extensorius*) hervorschiebt und der *Recessus palmaris* unter der tiefen Beugesehne (TBS) liegt (ASHDOWN und DONE 1988, BUDRAS 1991a, LIEBICH et al. 2015b).

Das am Hufgelenk beteiligte Strahlbein wird in der Fachliteratur oft in der Form eines „Weberschiffchens“ beschrieben (LIEBICH et al. 2015b, NICKEL et al. 1977b, SALOMON 2005b). Seine dorsal gelegene *Facies articularis* nimmt wie bereits beschrieben an der Bildung des Hufgelenkes teil, während seine palmare Fläche (*Facies flexoria*) mit dem zusätzlich zwischengelagerten Hufrollenschleimbeutel (*Bursa podotrochlearis*) der TBS als Gleitfläche dient (DYCE et al. 1991a, KAINER 1989). Die *Bursa podotrochlearis* dehnt sich dabei zu beiden Seiten, sowie proximal und distal über die Sehnengleitfläche hinaus aus (NICKEL et al. 1977a). Weiterhin ist der proximale, konvexe Rand des Strahlbeins (*Margo proximalis*) und der distale Rand (*Margo distalis*) mittels Bändern fest mit den umliegenden knöchernen Strukturen verbunden (SALOMON 2005b). Über den distalen und proximalen Rand des Strahlbeins treten zudem die *Aa. nutriciae proximales et distales* über Gefäßkanäle in den Knochen ein. Proximal des Strahlbeins zweigen diese Versorgungsgefäße vom *Ramus palmaris phalangis media* der *Aa. digitalis palmaris mediales et lateralis* ab, während sie distal direkt von den *Aa. digitalis palmaris mediales et lateralis* abzweigen (DYCE et al. 1991b, LIEBICH et al. 2015a, SALOMON 2005b).

Die Oberflächen des Hufbeines werden anhand ihrer Lage und Funktionen in Gelenk-, Sohlen- und Wandfläche aufgeteilt (LIEBICH et al. 2015a, ZADOW 2012a). Am Tragrand (*Margo solearis*) treffen Wand- und Sohlenfläche distal aufeinander, während am Kronrand Wand- und Gelenkfläche proximal ineinander übergehen. Die Gelenkfläche (*Facies articularis*) ist wie bereits beschrieben Bestandteil des Hufgelenkes. Der Großteil der

Sohlenfläche (*Facies solearis*) ist konkav gewölbt und bildet das *Planum cutaneum*, dieses wiederum ist durch die *Linea semilunaris* von der *Facies flexoria* abgegrenzt, welcher der TBS als Ansatzstelle am Hufbein dient (BUDRAS 1991a, DAVIES und PHILIP 2009c, NICKEL et al. 1977b). Die Wandfläche (*Facies parietalis*) bildet die dorsale, laterale und mediale Fläche der Knochenkontur und hat eine konvexe Form. Sie erscheint insgesamt aufgeraut und lässt viele Öffnungen (*Foramina vascularia*) erkennen, durch welche Blutgefäße in den Knochen eintreten oder diesen verlassen (DYCE et al. 1991a, NICKEL et al. 1977b).

Huf und Hufbein werden dabei hauptsächlich durch die beiden palmaren Zehenarterien *Aa. digitalis palmaris medialis et lateralis* versorgt (LIEBICH et al. 2015a). Beide Blutgefäße anastomosieren im Hufbein im *Arcus terminalis* und bilden durch abzweigende Gefäße ein sehr dicht vernetztes Blutgefäßsystem zur Versorgung des Wandsegments und der Sohle. Das Kron-, Strahl- und Ballensegment werden von palmaren Aufzweigungen versorgt (DYCE et al. 1991a, GEYER 2005, SALOMON 2005b). Im Bereich der distalen Gliedmaße und speziell im Bereich des Hufes, besteht zudem eine starke Kopplung von arteriellem und venösem Blutkreislauf. Kontraktionen der arteriellen Blutgefäße fördern hierbei den Rückstrom des venösen Blutes (LIEBICH et al. 2015a, NICKEL et al. 1977b, POLLITT 1999c). Im Bereich des Tragrandes findet sich in der Medianen eine individuell unterschiedlich stark ausgeprägte *Crena marginis solearis* (SALOMON 2005b) und am Kronrand ist ein deutlich ausgezogener Streckfortsatz (*Processus extensorius*) ausgebildet. Folgt man der Kontur des Hufbeines palmar, endet diese beidseitig in je einem Hufbeinast (*Processus palmaris medialis et lateralis*) welche durch eine entsprechende *Incisura* weiterhin in einen proximalen und distalen Astwinkel geteilt werden und an denen die hyalinen Hufknorpelplatten faserig verwachsen sind (LIEBICH et al. 2015a).

2.1.2 Sehnen und Bänder

Sehnen und Bänder sind in jedem Lebewesen essentieller Bestandteil der Kraft- und Bewegungsübertragung sowie der aktiven und passiven Stabilisierung (MAIERL et al. 2015b). Beide bestehen zum größten Teil aus parallel angeordneten Kollagenfaserbündeln, welche zusätzlich hierarchisch organisiert sind (MCILWRAITH 1989). Während Sehnen allerdings eine Verbindung zwischen Muskel und Knochen sind und damit hauptsächlich die Kraft der Muskeln übertragen, dienen Bänder im Bereich von Gelenken in Form von Seitenbändern in der Regel der Stabilisierung und Fixierung von Knochen zu Knochen (DAVIES und PHILIP 2009b, DAVIES und PHILIP 2009c). Im Bereich der distalen Gliedmaße des Pferdes ist der Sehnen- im Vergleich zum Muskelanteil wesentlich höher, was eine höhere Beweglichkeit und geringeren Energieverbrauch durch aktive Muskularbeit begünstigt (MAIERL et al. 2015a). Aufgrund dieser Konstruktion sind Sehnen und Bänder an der distalen Gliedmaße des Pferdes aber auch besonderen Belastungssituationen ausgesetzt (CREVIER-DENOIX et al. 2013b, DYSON 2014).

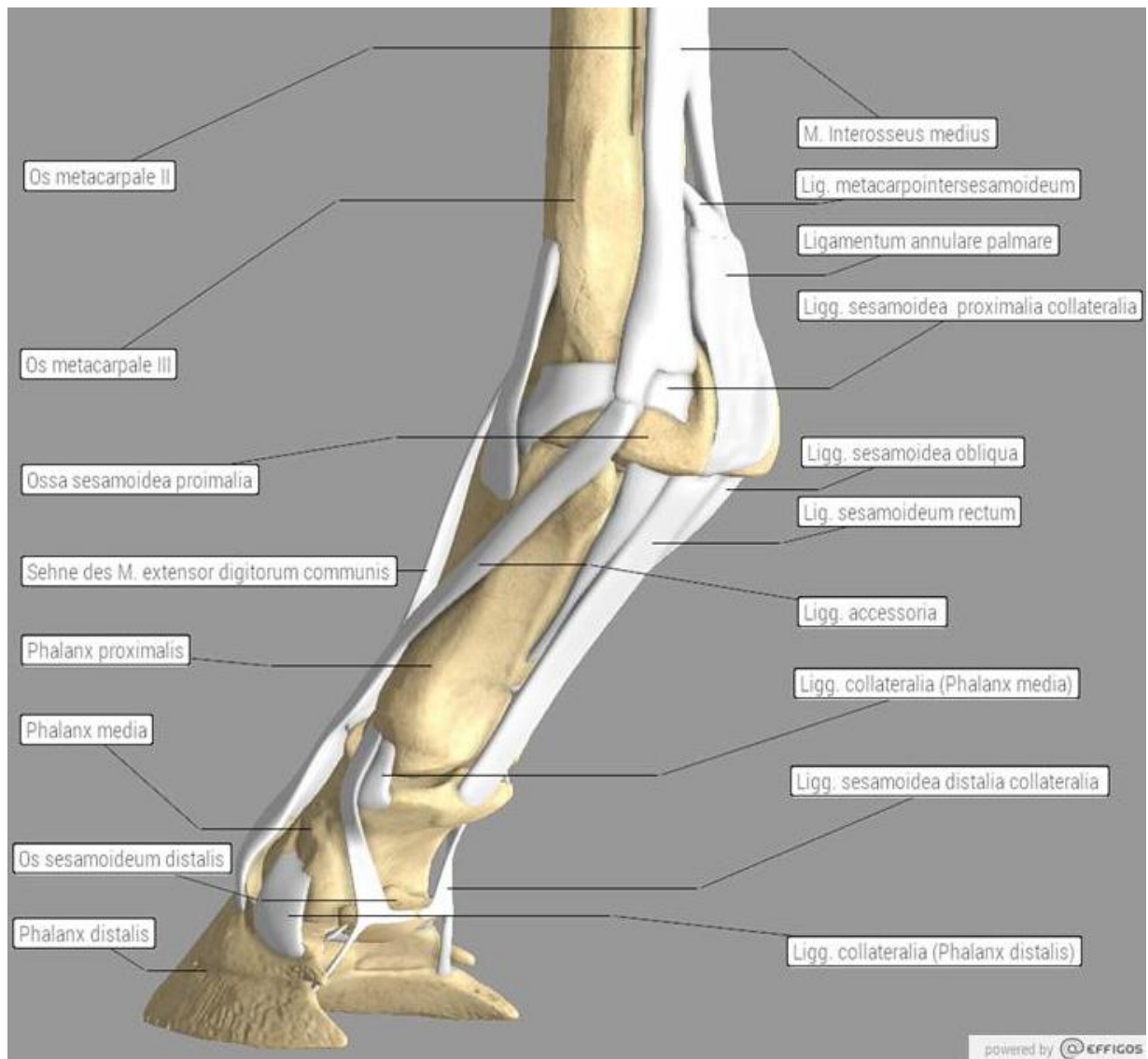


Abbildung 3: Darstellung der Sehnen und Bänder der Knochen und Gelenke der distalen Gliedmaße (aus Effigos Hoof Explorer, www.hoofexplorer.com)

Abgesehen von den Bändern und Sehnen der Zehengelenke, Sesambeine und Hufknorpel sind vor allem die tiefe und oberflächliche Beugesehne (OBS), sowie der *M. interosseus medius* und der gemeinsame und seitliche Zehenstrecker von besonderer Bedeutung für die Bewegungsabläufe der distalen Vordergliedmaße des Pferdes (Abbildung 3) (GREGORY 2011e, ZADOW 2012b). Auf die in der Abbildung ebenfalls dargestellten Kollateralbänder der Gelenke, sowie den komplexen Bandapparat des Strahlbeins und der Hufknorpel soll aufgrund des Umfangs anatomisch hier nicht genauer eingegangen werden, ihr Rolle wird dennoch im späteren Verlauf der Arbeit diskutiert.

Die TBS geht aus den drei Muskelbäuchen des *M. flexor digitorum profundus*, dem *Caput humerale*, *ulnare* und *radiale* hervor (ZADOW 2012b). Die Sehnen dieser drei Anteile verschmelzen etwa auf Höhe des Karpalgelenkes und bilden einen sehr festen Sehnenstrang, welcher palmar am *Metacarpus* in enger Assoziation mit der OBS verläuft (NICKEL et al. 1977b). Bei der OBS handelt es sich um die kräftige Endsehne des *M. flexor digitorum*

superficialis welche, wie der Name bereits vorwegnimmt, weiter palmar als die TBS verläuft und somit in ihrem Verlauf auf ihr zu liegen kommt (LIEBICH et al. 2015b, ZADOW 2012b). Im Bereich der Röhrenmitte erhält die TBS der Vordergliedmaße ein Unterstützungsband (*Lig. accessorium*) welches aus dem *Lig. carpi radiale* hervorgeht (NICKEL et al. 1977b). In ihrem Verlauf beginnt die OBS die TBS manschettenartig zu umgreifen (*Manica flexoria*), bis sie etwa auf Höhe des Fesselkopfes vollständig umschlossen ist. In dieser Form läuft das Sehnenpaket über die vom *Lig. intersesamoideum* (*Lig. palmare*) gebildete Gleitfläche, welches die Palmarflächen der proximalen Gleichbeine miteinander verbindet (*Scutum proximale*) und zieht in die Fesselbeuge (BUDRAS 1991a, KAINER 1989). Die TBS tritt hier durch die Endschenkel der OBS hindurch, welche medial und lateral an der Kronbeinlehne inserieren und zuvor noch kleinere Äste an die distalen Seitenränder des Fesselbeins abgeben (BUDRAS 1991a, ZADOW 2012b). Die TBS gibt einen elastischen Ast an das Kronbein ab (NICKEL et al. 1977b) und verläuft im Bereich der Kronbeinlehne über das von den Krongelenkbändern (*Ligg. palmaria*), welche seitlich sowie palmar am Fesselbein entspringen und an der Kronbeinlehne ansetzen, und dem vom geraden Sesambeinband gebildeten *Scutum medium* weiter in Richtung Hufbein (DYCE et al. 1991a, KAINER 1989). Hier zieht die TBS, von der *Bursa podotrochlearis* unterlagert, über die Palmarfläche des Strahlbeins (*Scutum distale*) und inseriert schließlich in einem breiten Ansatz an der *Facies flexoria* des Hufbeins (BUDRAS 1991a, LIEBICH et al. 2015a). Auf ihrem Weg verlaufen beide Sehnen innerhalb der Karpalbeugesehnnenscheide, als auch der gemeinsamen Fesselbeugesehnnenscheide, von der sie im Bereich des jeweiligen Gelenkes umgeben werden (BUDRAS 1991a, DAVIES und PHILIP 2009c).

Von den *Mm. interossei* ist nur der *M. interosseus medius* tatsächlich stark ausgeprägt, während ein lateraler und medialer teils rudimentär abgrenzbar sind (NICKEL et al. 1977b). Er entspringt mehrheitlich proximopalmar auf Höhe des Karpal- bzw Tarsalgelenks am Röhrbein, bezieht an der Hintergliedmaße auch zusätzliche Anteile von der *Tibia* sowie an der Vordergliedmaße vom *Lig. carpi radiatum* (BUDRAS 1991a, ZADOW 2012b). Der *M. interosseus medius* verläuft als sehnig modifizierter Strang zwischen den Griffelbeinen palmar am *Metacarpus* unterhalb der Beugesehnen (LIEBICH et al. 2015b) und teilt sich im distalen Drittel des Röhrbeins in einen medialen und lateralen Schenkel. Beide Schenkel setzen an der proximalen Fläche des medialen bzw. lateralen Gleichbeines an und geben jeweils einen dorsal verlaufenden Anteil als Unterstützungsast für den gemeinsamen Zehenstrecker ab (SALOMON 2005b).

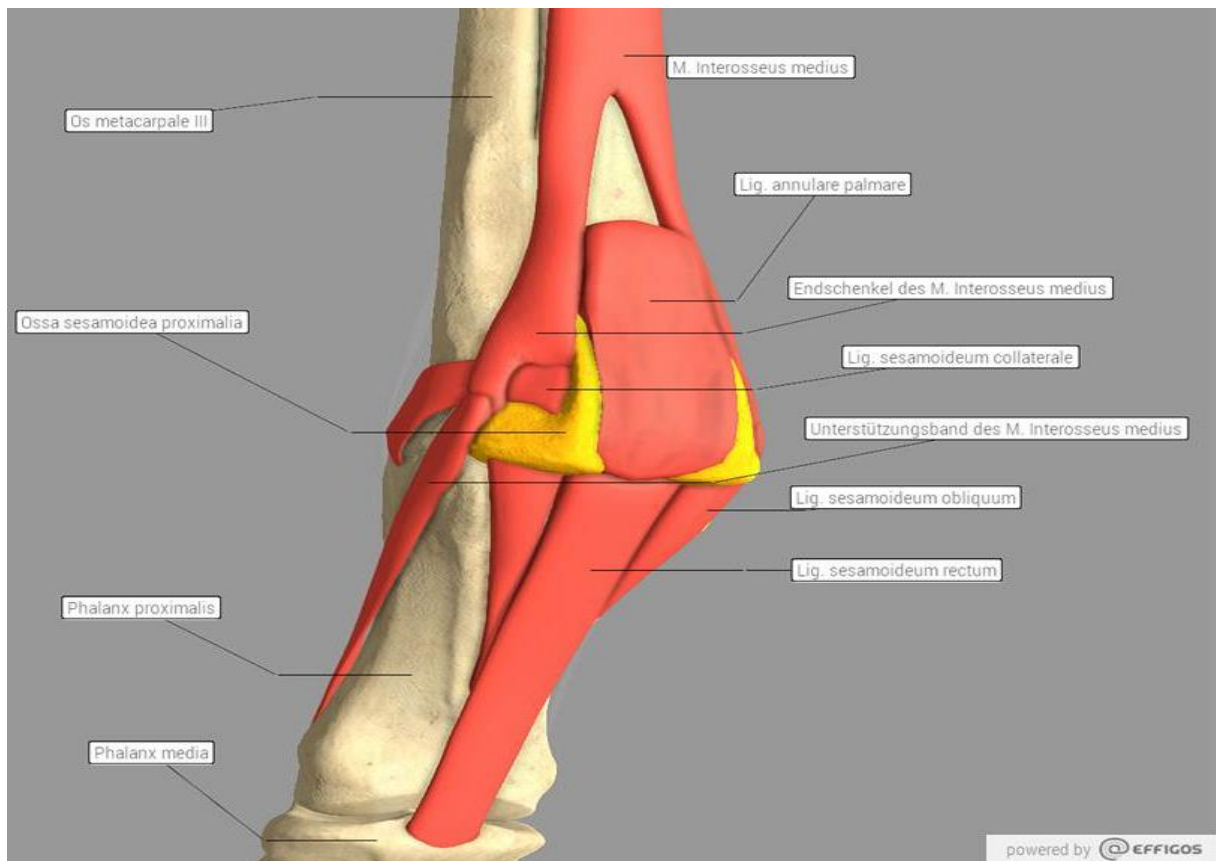


Abbildung 4: Darstellung der an der Bildung des Fesseltrageapparat beteiligten Strukturen (aus Effigos Hoof Explorer, www.hoofexplorer.com)

Der *M. interosseus medius* bildet funktional außerdem den am weitesten proximal gelegenen Anteil des Fesseltrageapparates (NICKEL et al. 1977a). Laut der gängigen Fachliteratur (DYCE et al. 1991a, LIEBICH et al. 2015b, NICKEL et al. 1977a, SALOMON 2005b) setzt er sich weiterhin aus dem knorpeligen *Lig. palmare*, welches die beiden Gleichbeine untereinander verbindet, dem geraden und den schiefen Gleichbeinbändern (*Lig. sesamoideum rectum* und *Lig. sesamoideum obliquum*), den Gleichbeinseitenbändern (*Lig. sesamoidea collateralia*) und den dorsal ziehenden Unterstützungsästen des *M. interosseus medius* zusammen (Abbildung 4). TBS und OBS werden aufgrund ihrer räumlichen Nähe als unterstützende Strukturen beschrieben (BUDRAS 1991a), jedoch nicht per se zum Fesseltrageapparat gezählt.

Auf der dorsalen Seite des *Metacarpus* verläuft die Sehne des gemeinsamen Zehenstreckers, dem *M. extensor digitalis communis* (LIEBICH et al. 2015b, ZADOW 2012b). Auf seinem Weg zum *Processus extensorius* des Hufbeins gibt er sowohl einen Ast an das Kronbein als auch Fasern an den Hufknorpel ab und steht in sehr enger Verbindung mit allen Zehengelenken (NICKEL et al. 1977a). Begleitet wird er lateral vom seitlichen Zehenstrecker, welcher die Endsehne des *M. extensor digitalis lateralis* darstellt aber bereits dorsolateral am Fesselbein inseriert und in die gemeinsame Strecksehne einstrahlt (LIEBICH et al. 2015b).

2.1.3 Der Huf und seine Segmente

Der Huf aller Equiden ist ein hochkomplexes Organ, welches einer permanenten, biomechanischen Belastung ausgesetzt ist und in Verbindung mit vielen klinisch relevanten Krankheitsprozessen steht. Kenntnisse über Anatomie und Funktion der Hufbestandteile sind daher essentiell um die Einflussnahme auf dieses Organ zu erforschen.

2.1.3.1 Definition des Hufs

Die Definition des Hufes kann unterschiedlich weit gefasst werden, BUDRAS (1991b) beschreibt, dass es sich im engeren Sinne lediglich um die modifizierte Oberhaut (*Epidermis*) handelt, bestehend aus der Hufmatrix, also lebenden Epidermiszellen. Der Huf als Zehenendorgan, wird aber von den meisten Autoren (BUDRAS und KÖNIG 2015, GEYER 2005, STASHAK 1989d) als wesentlich komplexer aufgefasst. Demnach besteht er aus dem Hornschuh und den von ihm umschlossenen Strukturen; der Huflederhaut (*Corium ungulae*), der Hufunterhaut (*Tela subcutanea*), der *Phalanx distalis* (Hufbein) und dem distalen Ende der *Phalanx media* (Kronbein), den Hufknorpeln, der *Articulatio interphalangea distalis* (Hufgelenk), dem distalen Sesambein (Strahlbein), der *Bursa podotrochlearis*, verschiedenen Bändern, den Endsehnen des *M. extensor digitorum communis* und der TBS sowie Blutgefäßen und Nerven (STASHAK 1989a).

2.1.3.2 Der Hufbeinträger

Der Hufbeinträger als leicht elastische Aufhängung des Hufbeins innerhalb der Hufkapsel ist von überlebenswichtiger Bedeutung (LITZKE 2012c, MAIERL et al. 2015a). Die Auswirkungen des Verlustes der Federung durch den Hufbeinträger für Knochensäule und Huf sind am Beispiel einer akuten Hufrehe mit Hufbeinrotation und –senkung deutlich zu erkennen (BUDRAS 2012a, BUDRAS und KÖNIG 2015, CRIPPS und EUSTACE 1999). Im Bereich der distalen *Phalanx* kommt es durch die massive, direkte Einwirkung von Druckkräften schnell zum Verlust von Knochenmaterial, welche Verformungen oder sogar Frakturen des Hufbeins nach sich ziehen können (GREGORY 2011c, HANSEN et al. 2005). Als zusätzliche gravierende Komplikationen können außerdem Hufbeinspitzendurchbrüche durch die Sohle oder das sogenannte „Ausschuhen“, also der Verlust der gesamten Hornkapsel auftreten (LITZKE 2012a).

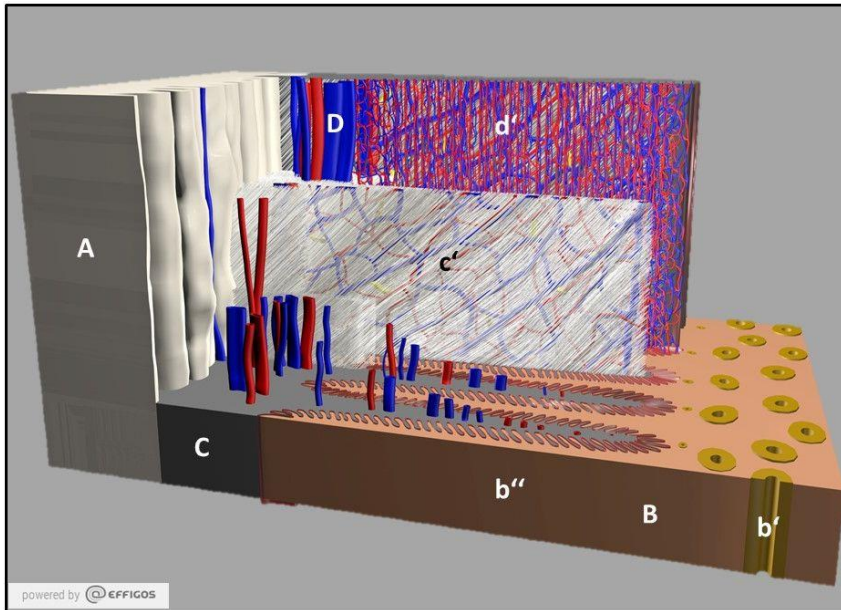


Abbildung 5: Darstellung der an der Bildung des Hufbeinträgers beteiligten Strukturen (aus Effigos Hoof Explorer, www.hoofexplorer.com)
A: Oberfläche des Hufbeins,
B: Hufkapsel,
b': Röhrchenhorn, **b'':** Blättchenhorn;
C: Lederhaut mit Primärblättchen
c': Kollagenfasern mit distoproximalen Verlauf
D: Gefäßversorgung innerhalb der Lederhaut;
d': kapilläre Verzweigung der Blutgefäße innerhalb der primären und sekundären Lederhautblättchen

Der Hufbeinträger (Abbildung 5) weist einen dermalen Anteil, welcher fest mit der Oberfläche des Hufbeins verbunden ist, sowie einen epidermalen Anteil, welcher in der Hufkapsel verankert ist, auf (BUDRAS und KÖNIG 2015). Beide Anteile weisen bereits makroskopisch sichtbare Primärblättchen auf (SACK 1994). An der Oberfläche des Hufbeins entspringen Bindegewebsfasern, welche durch die Primärblättchen des dermalen Anteils ziehen und sich in die wesentlich feineren

Sekundärblättchen aufzweigen (BUDRAS 2012c, BUDRAS und KÖNIG 2015, POLLITT 1999c). Das dichte Geflecht aus Kollagenfasern im Bereich des Hufbeinträgers zeigt einen strikten distoproximalen Faserverlauf zwischen Hufbein und Hornkapsel (BUDRAS 2012a). Die erste Ebene der Verankerung zwischen dermalem und epidermalem Anteil findet sich an der Basal- oder Grenzmembran welche beide voneinander trennt (*dermo-epidermal interlaminary body*). Der epidermale Anteil weist darüber hinaus eine zweite Zwischenverankerung im Bereich des Übergangs zwischen Tot- und Lebendhornzellschicht auf (BUDRAS 2012a, POLLITT 1999c).

2.1.3.3 Segmente des Hufs

Der Huf wird weiterhin in folgende Segmente aufgeteilt: Saum-, Kron-, Wand-, Sohlen- und Ballen-Strahl-Segment (BUDRAS 2012d, GEYER 2005).

In Anlehnung an BUDRAS und KÖNIG (2015), sowie POLLITT (1999c) können diese Segmente folgendermaßen definiert werden: Das Saumsegment stellt einen dorsal am Übergang von behaarter Haut zur Hufkapsel sichtbaren Streifen von wenigen Millimetern Breite dar. Es verläuft als halbkreisförmiges Band und geht palmar bzw. plantar in das

Ballensegment über. Das Kronsegment schließt sich unmittelbar distal als ca. 12-15mm breites Band an das Saumsegment an, wobei die Grenze zwischen beiden Segmenten durch eine leichte Lederhautfurche, auch als Saumfalz oder Kronfalzrinne, gekennzeichnet ist. Im palmaren bzw. plantaren Verlauf erstreckt es sich bis zur seitlichen Strahlfurche als Eckstrebenanteil des Kronsegmentes. Die Lederhaut im Bereich von Saum- und Kronsegment weist einen gut ausgebildeten Papillarkörper in Form von stark ausgeprägten Zotten auf. Während im sehr kleinen Bereich der Saumlederhaut allerdings nur eine dünne durchsichtige Hornschicht (auch: Glasurschicht) gebildet wird, wird von der Kronlederhaut widerstandsfähiges und tragendes Röhrchenhorn produziert.

Das Wandsegment schließt sich wiederum distal an das Kronsegment an und erstreckt sich bis zum Tragrand. Im Verlauf nach palmar bzw plantar weist es die Trachten auf, an denen es gemeinsam mit dem Kronsegment im Eckstrebenwinkel als Eckstrebe in Richtung Zentrum des Hufes umschlägt. Aus den Lamellen des Wandsegmentes geht das Blättchenhorn hervor, welches sich durch eine hohe Zugbelastbarkeit auszeichnet (DAVIES und PHILIP 2009a). Das im Saum-, Kron- und Wandsegment produzierte Horn bildet gemeinsam die Hufplatte (*Paries corneus*), den Wandabschnitt der Hufkapsel (BUDRAS 1988, GREGORY 2011i).

Das konkav gewölbte Sohlensegment wird von Tragrand und Strahl begrenzt. Wand- und Sohlensegment sind dabei durch die weiße Linie miteinander verbunden.

Die Weiße Linie wird auch als Spiegelbild des Hufbeinträgers an der Hufkapsel beschrieben und kann Auskunft über dessen Gesundheitszustand geben. Funktionell verbinden im Bereich der weißen Linie die Hornblättchen des Wandsegments, gemeinsam mit dem Zwischenblättchenhorn der Terminalzotten des Wandsegments, scharnierartig Sohlen und Kronsegment (BUDRAS 2012b). Mechanisch dient sie dem Hufbeinträger aber auch als Schutz vor Schmutz und Keimen (BUDRAS 2012b). Bedingt durch die geringe Festigkeit des Zwischenblättchenhorns weist diese Barriere allerdings nur einen minderwertigen Schutz auf. Der Sohlenkörper reicht bis zur Strahlspitze, die Sohlenschenkel erstrecken sich beidseits des Strahles bis in die Eckstrebenwinkel (BUDRAS und KÖNIG 2015). Der Papillarkörper der Sohlenlederhaut, in Form von Zotten, bildet ebenfalls Röhrchenhorn, welches im Gegensatz zum Röhrchenhorn der Kronlederhaut allerdings typischerweise im oberen Bereich leicht abschilfert (POLLITT 1999c). Das Ballen-Strahl-Segment bildet sowohl den schräg ansteigenden Ballenteil des Hufes und dessen palmaren bzw. plantaren Abschluss, als auch den dorsal über die Mitte der Sohlenfläche verlaufenden Strahl (GEYER 2005). Am Strahl lassen sich in der Regel deutlich zwei Strahlschenkel und Strahlfurchen identifizieren, welche sich in der Strahlspitze vereinigen und die mittlere Strahlfurche begrenzen. Die Lederhaut des Ballen-Strahl-Segments weist ebenfalls einen Papillarkörper auf, allerdings ist das produzierte Horn durch die Einlagerung von Fetttropfchen wesentlich weicher und eher radiergummiartig (BUDRAS 2012c, GEYER 2005). Tragrand, Hornsohle, Strahlhorn und Hornballen bilden damit den Basisteil, die Grundfläche der Hufkapsel (BUDRAS und KÖNIG 2015, DYCE et

al. 1991a).

Anhand einfacher anatomischer Grundlagen und unter Einbeziehung klinischer Aspekte kann eine weitere Zonierung der Hufplatte und des Basisteils vorgenommen werden (Abbildung 6).

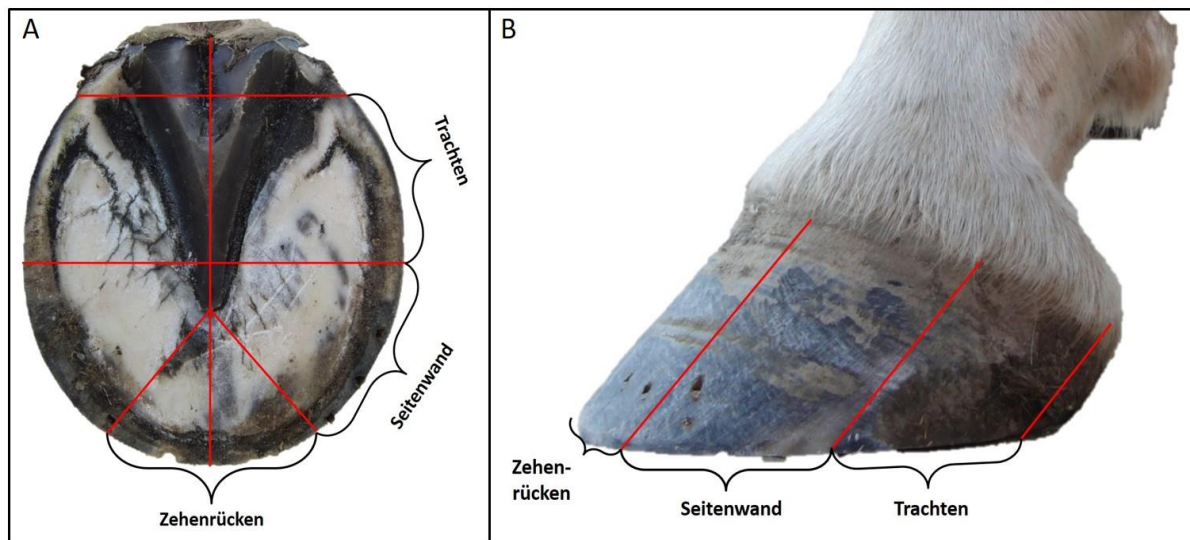


Abbildung 6: Zonierung der Hufbasis (A) und der Hufplatte (B) nach Budras (2012b)

Die Ausprägung einer Subkutis ist zwischen den Segmenten sehr unterschiedlich. Im Bereich des Wandsegmentes fehlt die Subkutis vollständig (GEYER 2005). Im Gegensatz dazu agiert eine schmale Schicht subkutanen Fettgewebes unterhalb des Saum- und Kronsegments und das stark ausgeprägte Fettpolster im Bereich des Strahl- und Ballensegments (auch Kron- bzw. Hufkissen genannt) als Stoßdämpfer während der Bewegung (POLLITT 1999c) und hat funktionelle Bedeutung im Rahmen des Hufmechanismus (BUDRAS 2012c, GREGORY 2011c, SACK 1994).

2.2 Biomechanische Grundlagen

2.2.1 Allgemeine Betrachtungsweisen der Biomechanik

Das Feld der Biomechanik beschäftigt sich mit der Anwendung von physikalischen, mathematischen, chemischen aber auch anatomischen und physiologischen Gesetzmäßigkeiten auf biologische Systeme. Aus den genannten Feldern und Einflüssen gehen unterschiedliche Betrachtungsweisen der Biomechanik zur Erfassung von physikalischen Größen hervor. Diese können sich auf direktem oder indirektem Wege ableiten lassen (KAI et al. 2000).

Die Mechanik lässt sich dabei nach HAGEDORN und WALLASCHEK (2014) in die zwei großen Kategorien Dynamik und Kinematik unterteilen.

In der Dynamik werden die ursächlichen Kräfte von Bewegungen untersucht. Dazu zählen abgesehen von den vom jeweiligen biologischen System zur Fortbewegung aufgebrauchten Kräften auch solche, die im Verlauf der Bewegung auf es einwirken. Von besonderer

Bedeutung sind in diesem Feld die Bodenreaktionskräfte (engl.: *ground reaction forces*, GRF) (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013), welche bei jeder Interaktion mit dem Boden als dessen Reaktion auf die vom bewegten Körper ausgeübten Kräfte aufgebracht werden (siehe 2.2.3.1). Der Untersuchung der Beeinflussung der Bodenreaktionskräfte im speziellen Fall des Pferdehufes kommt in der Literatur seit langem eine große Bedeutung zu (KAI et al. 2000, WALDERN et al. 2013). Durch die Bestimmung der GRF, kann sowohl auf die vom Körper ausgeübten Kräfte zurückgeschlossen, als auch die Belastung für die distale Gliedmaße abgeschätzt bzw. berechnet werden (ROONEY 1983).

Die Kinematik hingegen beschäftigt sich mit dem reinen Erscheinungsbild einer Bewegung. Eigenschaften des bewegten Körpers, wie beispielsweise seine Masse, Größe, Länge, aber auch seine Kraft, bleiben dabei unberücksichtigt (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013). Für die Analyse einer Bewegung werden in dieser Betrachtungsweise in der Regel Zeit-, Orts- und Winkelveränderungen verschiedener Zustände untersucht.

Da sich diese Arbeit hauptsächlich mit der Auswertung von Parametern der Dynamik beschäftigt soll an dieser Stelle nicht vertiefend auf die Kinematik eingegangen werden.

Die Dynamik wiederum kann nach HAGEDORN und WALLASCHEK (2014) weiter in Statik und Kinetik unterteilt werden:

In der Statik ist die Gleichgewichtsbedingung der verursachenden Kräfte erfüllt und es kommt somit zu keiner Bewegung des Körpers (GROSS et al. 2016c). Weitergefasst beschäftigt sich die Statik mit Konstruktionsprinzipien welche zur Aufrechterhaltung dieses Gleichgewichts nötig sind (MAIERL et al. 2015a). Betrachtete Parameter sind unter anderem der Kräftemittelpunkt (engl.: *centre of force*) oder Schwerpunkt des betrachteten Systems. Also jener Punkt an dem eine resultierende Kraft, welche sich aus den Gewichtskräften aller Teile eines Körpers zusammensetzt, einwirkt (GROSS et al. 2016b, MCLESTER und ST. PIERRE 2008) außerdem aber auch Größen wie Reibung, Arbeit, Stabilität und Verformbarkeit (GROSS et al. 2016a). Sind die Werte der auf das System einwirkenden Kräfte oder Momente bekannt, so kann aufgrund der Gleichgewichtsbedingung dieser Betrachtungsweise auf die vom Körper aufgebrachten Gegenkräfte geschlossen werden, dieses Prinzip ist auch bekannt als sogenanntes „*reversed engeneering*“.

Die Kinetik wiederum beschäftigt sich mit den Kräften, welche Ortsveränderungen oder Rotationen des Körpers hervorrufen (GROSS et al. 2016c). Dementsprechend wird grundsätzlich zwischen Translations- oder Rotationsbewegungen unterschieden. Ausgangspunkt für diese Betrachtungsweise sind die Änderungen von Beschleunigung, Geschwindigkeit, Weg und Zeit eines Körpers im Raum durch das Einwirken von Kräften (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013). Wie im Falle der Statik kann bei Kenntnis des äußeren Kräfteinflusses, unter zur Hilfenahme von klassischen und abgeleiteten physikalischen Gesetzen, auf die innere Kräftereaktion geschlossen werden. Die bereits

erwähnten GRF, gehören zu den kinetischen Parametern und spielen bei derartigen Untersuchungen am Pferd mitunter die größte Rolle (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013, GUSTÅS et al. 2006).

Da die distale Gliedmaße und insbesondere der Huf des Pferdes eine entscheidende Rolle in der Interaktion mit der Umwelt spielen, sollen im Folgenden besondere biomechanische Merkmale dieser Strukturen in den dynamischen Zuständen betrachtet werden.

2.2.2 Die Statik der distalen Gliedmaße des Pferdes

Untersuchungen der Statik des Bewegungsapparates liefern immer auch Informationen über grundlegende Anpassungsmechanismen der Lebewesen an das jeweilige Habitat und die spezifische Lebensweise (MAIERL et al. 2015a).

Das Pferd als Fluchttier weist in diesem Zusammenhang eine sehr effektive Konstruktion seiner distalen Gliedmaße im Vergleich zu anderen Landsäugetieren auf. Durch den Ersatz von Muskelmasse durch Bänder und Sehnen in diesem Bereich wird zum einen die Menge aktiv nötiger Muskularbeit, zum anderen aber auch das Gewicht reduziert und damit eine höhere Beweglichkeit und Schnelligkeit erreicht (MAIERL et al. 2015a, NICKEL et al. 1977b).

Das in Kapitel 2.2.1 erwähnte Gleichgewichtsprinzip der Statik bedingt, dass sich ohne Bewegung des Körpers die ausgeübten Kräfte aller in Kapitel 2.1 beschriebenen Organe mit entsprechenden Reaktionskräften aufheben müssen. Rooney (1983) untersuchte dieses Prinzip mathematisch und stellte die besondere Bedeutung der ligamentösen Halte- und Unterstützungsstrukturen heraus, welche auch anatomisch als Schlüsselkomponenten des passiven Stehapparats des Pferdes gelten (BUDRAS 1991c, NICKEL et al. 1977b).

Der Fesseltrageapparat (Abbildung 4) gilt hier als eine der wichtigsten Einrichtungen für die Funktion der distalen Gliedmaße des Pferdes. Durch seine hängemattenartige Verspannung im palmaren bzw. plantaren Bereich des Fesselgelenkes, soll eine übermäßige Hyperextension des Fesselgelenkes verhindert und die Aufwärtsbewegung bzw. Hyperextension fortschreitend gedämpft werden (BUDRAS 1991c, LIEBICH et al. 2015b). Eine starke Streckung des Fesselgelenkes führt somit auch zu einer stärkeren Belastung des Fesselträgers.

Erkenntnisse von DENOIX et al. aus den Jahren 1999 und 2007 legen außerdem nahe, dass durch Beeinflussung des Hufbeinwinkels in Relation zum Boden, Einfluss auf die Winkelung des Fesselgelenkes und somit ebenfalls auf die Belastung des Fesselträgers, genommen werden kann. Untersuchungen dieser These durch CREVIER-DENOIX et al. (2001) und Ergebnisse aus früheren Untersuchungen (ROONEY 1983) unterstützen die Erkenntnisse, wonach ein steilerer Hufbeinwinkel eine Verstärkung der Hyperextension (Absinken der mittleren und proximalen Phalanx) und damit eine stärkere Belastung des Fesselträgers hervorruft (Abbildung 7, A). Umgekehrt kann durch einen flacheren Hufbeinwinkel die

Hyperextension vermindert (Aufrichten von mittlerer und proximaler Phalanx) und somit auch die Belastung für den Fesseltrageapparat reduziert werden (Abbildung 7, B).

Zudem belegen Ex-vivo-Untersuchung von Thompson (1993) , dass eine Winkeländerung des Vorderhufes von 55° auf 78° die TBS auf Höhe des *Metacarpus* und im Bereich der Fesselbeuge signifikant entlastet. Die steilere Stellung von Huf und Hufbein reduzieren demnach die Spannung der TBS nicht nur im Bereich des Ansatzes am Hufbein durch dessen

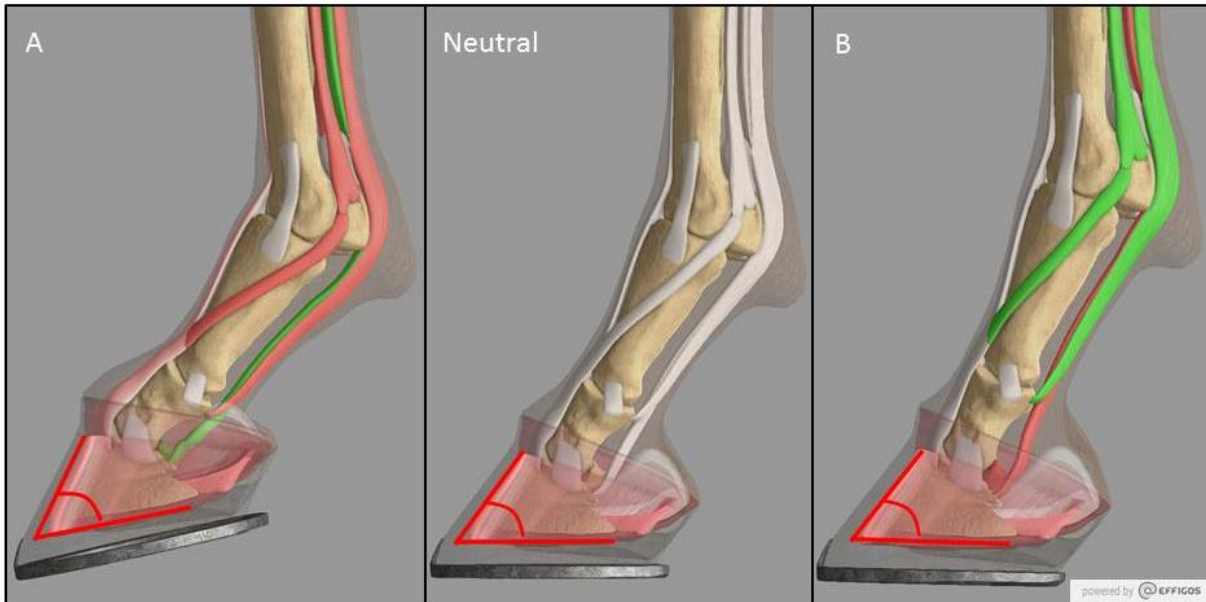


Abbildung 7: Darstellung des Prinzips der disto-proximalen Zehenbalance nach Vergrößerung (A) und Verkleinerung (B) des palmaren Winkels (weiß: neutral, grün: entlastete Struktur, rot: belastete Struktur aus Effigos Hoof Explorer, www.hoofexplorer.com;))

relative Positionsänderung, sondern im gesamten Bereich der distalen Gliedmaße. Die hier skizzierte Abhängigkeit des proximalen vom distalen Zehengelenkwinkel mit Auswirkung auf die Belastungsverhältnisse der assoziierten Strukturen soll im Rahmen dieser Arbeit als disto-proximale Zehengelenkbalance angesprochen werden.

Die individuelle Konformation der distalen Gliedmaße kann nach diesen Ergebnissen maßgeblich die Belastung verschiedener assoziierter Strukturen beeinflussen. Untersuchungen von KROEKENSTOEL et al. (2006) legen dahingehend nahe, dass beispielsweise verschieden flache oder steile Hufwinkel im Fohlenalter, durch unterschiedliche biomechanische Stimulierung, welche einen entscheidenden Beitrag in der Prägung der Weichteile leisten, erworben werden können. Ferner spielen aber auch angeborene (KROEKENSTOEL et al. 2006), sowie die im weiteren Lebensverlauf durch Management, Bearbeitung und Nutzung beeinflussten Faktoren, wie Art des Auslaufes, Häufigkeit der Hufbearbeitung oder Trainingszustand eine entscheidende Rolle (BACK et al. 1999, BARREY et al. 2002, NAUWELAERTS et al. 2017, RATZLAFF et al. 1997).

2.2.3 Kinetische Betrachtung der distalen Gliedmaße des Pferdes

Die dargestellten kinetischen Betrachtungen der distalen Gliedmaße in diesem Kapitel sollen sich, aufgrund des Bezuges zur zugrundeliegenden Studie, lediglich auf das Schrittempo beziehen. Einzelne Bewegungsabläufe oder der Verlauf der Kraftentwicklung im angesprochenen Kraft-Zeit-Diagramm zeigen mitunter sehr deutliche Unterschiede in schnelleren Gangarten wie Trab oder Galopp (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013).

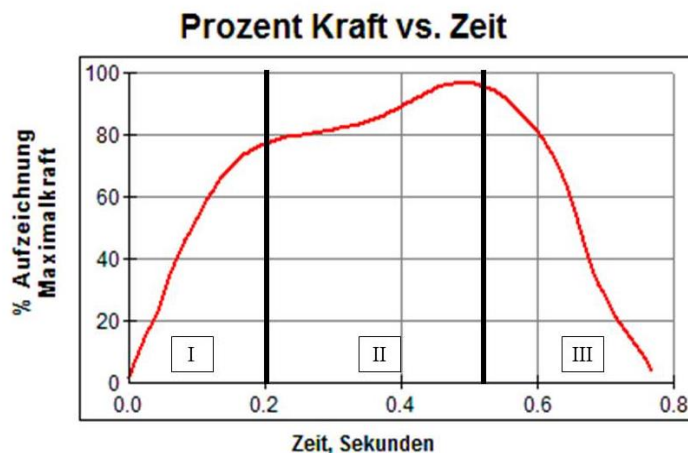


Abbildung 8: typischer Verlauf des Kraft-Zeit-Verhältnisses des Pferdes im Schrittempo (I: Aufußen, II: Hauptstützphase, III: Abrollen) (Beispiel anhand eigener Daten)

Die Bewegung der Gliedmaße kann grundlegend in zwei große Phasen, die Stützbein- und die Hangbeinphase eingeteilt werden.

Die Hangbeinphase beginnt und endet mit dem Kontaktverlust bzw. der Kontaktwiederaufnahme der Gliedmaße/des Hufes mit dem Boden (BUCHNER 2012a, LANSHAMMAR 1987). Da die Gliedmaße in dieser Phase frei von Reaktionskräften des Bodens agiert, wird die Belastung für die verschiedenen Strukturen der distalen Gliedmaße in der Regel vernachlässigt.

Die folgende Stützbeinphase lässt sich wiederum in verschiedene Phasen unterteilen.

Der Initialkontakt stellt den Übergang von Hang- zu Stützbeinphase dar und beginnt mit dem ersten Moment der Kontaktaufnahme des Hufes mit dem Boden. Rein optisch ist der exakte Übergang zur folgenden Hauptstützphase in der Regel nicht ersichtlich. Durch Kraftmessungen wird allerdings deutlich, dass die Phase des Initialkontaktes mit einer exponentiellen Kraftentwicklung einhergeht (Abbildung 8) (CLAYTON et al. 2013). Verschiedene Untersuchungen haben in der Vergangenheit gezeigt, dass durch das Ermöglichen einer Brems-/Gleitphase die Belastung für die distale Gliedmaße deutlich gesenkt werden kann (CHATEAU et al. 2009a, CREVIER-DENOIX et al. 2015, CREVIER-DENOIX et al. 2013a, MARTINO et al. 2013). Ferner nehmen Faktoren wie Ausgangsgeschwindigkeit, Beschlag und Gewicht (PARDOE et al. 2001, RATZLAFF et al. 2005) ebenso wie Bodeneigenschaften (BARREY et al. 1991, RATZLAFF et al. 1997), Einfluss auf die Ausprägung der initialen Kraftspitze.

Im Kraft-Zeit-Diagramm lässt sich die Hauptstützphase nachfolgend als Phase zwischen der bereits beschriebenen Initialkraftspitze und einer zweiten, stärkeren Kraftspitze nachvollziehen (Abbildung 8). Im Vergleich zu den Phasen des Initialkontaktes und des

nachfolgenden Abrollens oder Abfußens, stellt die Hauptstützphase das längste Zeitintervall der Stützbeinphase dar (CLAYTON et al. 2013). In Ihrer ersten Hälfte, erfährt die Gliedmaße eine verhältnismäßig gleichmäßige Belastungszunahme bis zur Maximalbelastung, welche in der zweiten Hälfte bereits wieder abnimmt (BUCHNER 2012a). Die erwähnte Maximalbelastung ist maßgeblich abhängig vom Gewicht des Tieres, sowie, ähnlich der statischen Betrachtungen, vom Körperbau des Tieres und der Konformation der distalen Gliedmaße (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013). CLAYTON (2010) beschreibt beispielsweise, dass Winkeländerungen des Hufes hauptsächlich durch das Hufgelenk absorbiert werden und durch 1° Anhebung der Trachten der palmare Winkel (Winkel zwischen *Facies solearis* des Hufes und dem Boden) um durchschnittlich ebenso 1° abflacht. Diese Abflachung geht mit einer Entlastung der TBS einher, wohingegen eine steilere Winkelung eine Mehrbelastung nicht nur der TBS, sondern auch der Regionen distal des Strahlbeins, bewirkt. Untersuchungen von RIEMERSMA et al. (1996) belegen zudem den Einfluss des Beschlages auf die wirkenden Kräfte während dieser Phase. Zusätzlich zeigen unterschiedliche Beschläge Einflüsse auf den zeitlichen Ablauf der verschiedenen Phasen innerhalb des Kraft-Zeit-Diagramms und die Orientierung des resultierenden Kraftvektors der GRF.

Bereits mit Beginn des Auffußens und bis zum Erreichen der Maximalbelastung wird durch den Fesseltrageapparat und die eng assoziierten OBS und TBS ein Großteil der kinetischen Energie in Spannenergie umgewandelt, welche im späteren Teil der Hauptstützphase und im folgenden Abrollen wieder freigesetzt wird (BUCHNER 2012a, MAIERL et al. 2015a).

Das Abrollen wird im Allgemeinen mit dem Abheben der Trachten vom Boden eingeleitet und durch eine Drehbewegung des Hufes um die Hufspitze fortgesetzt (BUCHNER 2012a). Durch diese Drehbewegung wird im Verlauf dieser - dem Initialkontakt zeitlich sehr ähnlichen - Phase die Streckung des Hufgelenkes verstärkt und somit eine starke Belastung ausgeübt. Wie im Kraft-Zeit-Diagramm ersichtlich, beginnt der Abrollprozess unmittelbar mit Erreichen der Maximalbelastung (Abbildung 8). Die Krafteinwirkung auf die distale Gliedmaße und damit auch auf alle assoziierten Strukturen nimmt rasch ab und die angestaute Spannenergie der TBS wird unmittelbar nach Abheben der Hufspitze vom Boden (Abrollpunkt) im Rahmen der Hufgelenkbeugung in kinetische Energie umgewandelt (BUCHNER 2012a, MAIERL et al. 2015a). Die maximale Belastung erfährt die TBS mit der Einleitung des Abrollens und dem Abheben der Trachten (THOMPSON et al. 1993, VAN HEEL et al. 2005). Diverse Studien belegen, dass die individuelle Hufkonformation in dieser Phase signifikanten Einfluss auf die wirkenden Kräfte nehmen kann (CLAYTON et al. 1991, MOLEMAN et al. 2006, WILLEMEN et al. 1999). Physikalisch handelt es sich in diesem Fall um einen Hebel dritter Klasse (DYSON et al. 1986), bei dem Kraft- und Lastarm auf der identischen Seite des Drehpunktes agieren (Abbildung 9, A). Eine Veränderung des Lastarms (in diesem Fall gleichbedeutend mit einer Veränderung des Abrollpunktes durch

Hufzubereitung oder Beschlag) muss somit die wirkenden Kräfte beeinflussen (Abbildung 9, B).

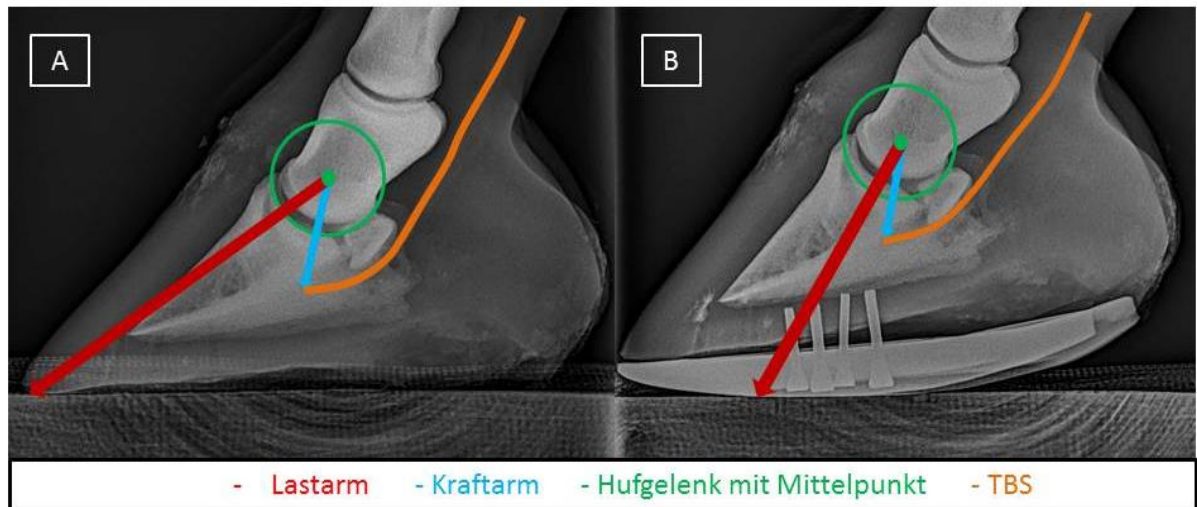


Abbildung 9: Darstellung der Veränderung der Hebelverhältnisse und des Abrollpunktes am Beispiel eines Barhufes (A) im Vergleich zu einem Fullrockerbeschlag (B) (aus eigenen Bildern)

Untersuchungen von WILLEMEN et al. (1999, 1996), PAGE und HAGEN (2002) sowie RIEMERSMA et al. (1996) belegen eine deutliche Entlastung der TBS während des Abrollvorgangs durch ein Zurücksetzen des Abrollpunktes.

Die zeitliche Beeinflussung des Abrollvorgangs hingegen ist unterschiedlich belegt. Durch eine Beschleunigung des Abrollvorgangs sollen Kräfte, die im Rahmen der Überstreckung des Hufgelenkes auf dieses einwirken, möglichst schnell wieder abgebaut und so eine übermäßige Belastung verhindert werden (CLAYTON 2010).

Während CLAYTON et al. (1991), bei gesunden Pferden keinen Einfluss auf den zeitlichen Ablauf dieser Phase durch die Beeinflussung des Abrollpunktes feststellen konnten, zeigten Ergebnisse von DUBERSTEIN et al. (2013), dass ein Zurücksetzen des Abrollpunktes um 1,27cm die Abrollzeit verkürzte und insgesamt eine qualitative Verbesserung der Gangparameter, beispielsweise der Retraktion der Vordergliedmaße, bewirkten. Außerdem belegen Ergebnisse von VAN HEEL et al. (2006a), dass ein zurückgesetzter Abrollpunkt mit verminderten Druckspitzen an der Hufspitze/Zehe einhergeht, wodurch das Abrollen vereinfacht wird und weniger Zug auf die Sehnen ausgeübt wird. Jedoch legen die Ergebnisse von DUBERSTEIN et al. (2013) auch nahe, dass ein übermäßiges Zurücksetzen des Abrollpunktes ebenso negative Folgen für die Qualität der Gangparameter aufweisen kann.

2.3 Analysemethoden biomechanischer Prozesse der distalen Gliedmaße des Pferdes

Zur mittelbaren Darstellung, der in den vorangegangenen Kapiteln dargestellten Effekte und Einflüsse auf biomechanische Prozesse der distalen Gliedmaße des Pferdes, haben sich im

Laufe der Zeit verschiedene Analyseverfahren und –methoden etabliert. Grundlegend werden auch diese Verfahren entsprechend der allgemeinen Betrachtungsweise der Biomechanik (siehe Kapitel 2.2.1) in statische, kinetische oder kinematische Analysemethoden unterschieden. Somit ergibt sich automatisch für alle Verfahren einer jeweiligen Analysemethode ein gewisses Grundgerüst an bestimmbar Parametern, während simultan aber immer auch diverse Limitationen bestehen. Dabei können Faktoren wie die Genauigkeit von Messungen oder deren Anwendbarkeit für spezifische Zwecke für jede einzelne Methode z.B. durch konstante wissenschaftliche Evaluierung und Weiterentwicklung verbessert werden. Eine Ausweitung der spezifisch messbaren Parameter, kann allerdings in der Regel nur durch eine Kombination der Analysemethoden untereinander oder mit zusätzlichen Untersuchungsmethoden anderer Bereiche erreicht werden.

Da wie bereits erwähnt Parameter der Kinematik in dieser Arbeit eine untergeordnete Rolle spielen (siehe Kapitel 2.2.1), soll auch in diesem Kapitel der Fokus auf den statischen, sowie kinetischen Analysemethoden liegen. Ferner sollen aus diesen Gruppen die Röntgenuntersuchung der distalen Gliedmaße und Druckmessungen genauer beleuchtet werden.

2.3.1 Statische Analysemethoden

Seit Beginn der Untersuchung biomechanischer Prozesse innerhalb der Gliedmaße des Pferdes, haben bildgebende Verfahren für die Erforschung der Statik immer schon eine herausragende Rolle gespielt. Angefangen beim gezeichneten Bild, mit dem Versuch der natürlichen Darstellung der besonderen Stellung der Pferdegliedmaße, welche bereits aus der Antike überliefert ist; über die Fotografie, welche schnelle Aufnahmen mit der Möglichkeit des Vergleiches zwischen verschiedenen Pferden oder zu unterschiedlichen Zeitpunkten ermöglichte (WHITE et al. 2008), hin zu modernen Methoden wie der Röntgen- und Ultraschalluntersuchung, sowie Computer- oder Magnetresonanztomographie, welche Informationen über Knochen, Gelenke, Sehnen und Bänder und deren Anordnung bzw. Lage zueinander am lebenden Pferd geben können (PARK und LEBEL 1989).

2.3.1.1 Röntgen

Die Röntgenuntersuchung nimmt seit ihrer Entstehung einen besonderen Stellenwert in der Medizin ein. Bedingt durch den technischen Fortschritt der letzten Jahrzehnte werden die zugehörigen Apparate außerdem zunehmend mobiler einsatzfähig und sind heute fester Bestandteil der Fahrpraxis in der Pferdemedizin.

CAULDRON et al. (1998a, 1997), sowie KUMMER et al. (2006) haben in diesem Zusammenhang maßgeblich an der Etablierung fester Markierungskonzepte mitgewirkt, welche bei sorgfältiger Berücksichtigung eine sehr gute Vergleichbarkeit von Röntgenaufnahmen der distalen Gliedmaße gewährleisten und die Genauigkeit von Vermessungen deutlich verbessert haben. Diese wiederum finden nun zunehmend

Anwendung als Protokolle zur Evaluierung beispielsweise von Hufzubereitungsmethoden oder Belastungsversuchen der distalen Gliedmaße des Pferdes. Darüber hinaus profitiert grundsätzlich jede Röntgenuntersuchung von einem möglichst standardisierten Ablauf (CONTINO et al. 2014, CRIPPS und EUSTACE 1999), da sich ein Großteil der aus Röntgenaufnahmen gezogenen Informationen aus Vermessungsdaten ergibt. Der Vergleich der ermittelten absoluten Werte soll anschließend objektiven Rückschluss auf entweder physiologische oder pathologische Verhältnisse der untersuchten Struktur zulassen (ROCHA et al. 2004). THIEME et al. (2015) untersuchten dabei nicht weniger als 18 Parameter, die lediglich den Huf und die distale Phalanx in ein Verhältnis setzten. Die innerhalb solcher Studien etablierten Parameter können allerdings nicht frei auf jedes beliebige Tier übertragen werden. So kann sich beispielsweise der Winkel zwischen distaler Phalanx und Boden zwischen Pony und Großpferd um bis zu 4° unterscheiden und auch die Wanddicke der dorsalen Wand unterscheidet sich zwischen Pony (4cm) und Großpferd (Hannoveraner: 12cm) mit bis zu 8cm sehr stark (CRIPPS und EUSTACE 1999). Einflüsse zeigen sich darüber hinaus aber nicht nur durch die Rassezugehörigkeit des Pferdes, sondern beispielsweise auch durch die Form der Hufkapsel (DYSON et al. 2011), der Konformation der distalen Gliedmaße (KUMMER et al. 2006, VAN HEEL et al. 2006b), sowie durch pathologische Prozesse wie z.B. im Fall der Hufrehe (CRIPPS und EUSTACE 1999). Eine weitere Einflussgröße stellen dabei verschiedene Beschlagsformen dar. Die untersuchten Parameter unterscheiden sich dabei abhängig vom mit der jeweiligen Beschlagsmodifikation erwünschten Effekt. Zentrales Element jener Untersuchungen ist in der Regel der relative Unterschied in der Ausrichtung der Zehenknochen und den daraus resultierenden gemessenen Parametern in Abhängigkeit vom Beschlag (CAULDRON et al. 1997). Diese Untersuchungen sollen zum einen die therapeutische Wirksamkeit der entsprechenden Beschläge belegen, liefern zum anderen aber auch häufig Einblicke in allgemeine biomechanische Grundlagen der distalen Gliedmaße (PARK und LEBEL 1989).

Abgesehen von diesen Problemen der Transponierbarkeit der Ergebnisse, stellen sich den klassischen Röntgenuntersuchungen als Methode für biomechanische Untersuchungen zwei weitere gravierende technische Probleme in den Weg. Zum einen handelt es sich bei Röntgenbildern immer um zweidimensionale Summationsbilder, in denen verschiedene Ebenen und Strukturen eines Knochens übereinander projiziert werden, was wiederum die Genauigkeit von später durchgeführten Messungen beeinflussen kann (ROCHA et al. 2004). Zum anderen, stellt jede Röntgenaufnahme immer nur einen Schnappschuss als statische Momentaufnahme eines dynamischen Prozesses dar und gibt lediglich Auskunft über den Zustand der untersuchten Struktur zum Zeitpunkt der Belichtung. Faktoren wie Be- und Entlastung während der Untersuchung, sowie Lagerung für die Aufnahme, Positionierung des Zentralstrahls und Einstellungen des Geräts nehmen somit massiven Einfluss auf das Ergebnis (CAULDRON et al. 1998a, PARK und LEBEL 1989).

2.3.2 Kinetische Analysemethoden

Entsprechend der im Kapitel 2.2.1 gegebenen Definition der Kinetik, versuchen kinetische Analysemethoden Kräfte innerhalb und außerhalb des Körpers, welche Ortsveränderungen oder Rotationen des Körpers hervorrufen, zu messen (CLAYTON et al. 2013). Zur standardmäßigen Quantifizierung der wirkenden Kräfte zwischen Huf und Boden werden Kraftmessplatten (BOBBERT und SCHAMHARDT 1990, CLAYTON et al. 1998, KHUMSAP et al. 2002) eingesetzt. Eine Sonderform der Kraftmessplatten stellen „*force shoes*“ oder auch Kraftschuhe dar, welche mobil am Fuß oder Huf angebracht werden können und damit im Gegensatz zu Kraftmessplatten multiple und sukzessive Schritte messen können. Der 2009 durch CHATEAU et al. vorgestellte Dynamometrische Hufbeschlag ist ein solches System und verbindet vier piezoelektrische Kraftmesssensoren. Deutlicher Nachteil dieser Methode sind der technisch sehr hohe Aufwand und das hohe Gewicht (ca 400-500g) des Messsystems. Durch das Gewicht können Messungen zusätzlich durch Veränderungen der kinematischen Parameter beeinflusst werden (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013). Zur Messung von Kräften die entlang des Körpers übertragen werden, können Messwertgeber für Belastungen an- oder in einzelne Strukturen (z.B. Sehnen) eingebracht werden (HANSEN et al. 2005, VAN WEEREN et al. 1992). Die Messung von Beschleunigungen kann durch das Anbringen von Akzelerometern an das jeweils untersuchte Segment realisiert werden (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013). Die Kombination mit einem Magnetometer, sowie einem Gyroskop (*inertial measurement unit*) kann dabei die Genauigkeit der Beschleunigungsmessung erhöhen, sowie deren Orientierung im Raum verfolgen (BAMBERG et al. 2008). Zudem hat die Bedeutung von Druckmessung am Huf oder im Bereich der Sattellage in Abgrenzung zu den reinen Kraftmessungen deutlich zugenommen. In diesen Regionen ist die Bestimmung der Druckverteilung und dessen Veränderlichkeit durch Anpassungen von besonderem Interesse (REILLY 2010).

2.3.2.1 Druckmessung

Human- und Sportmedizin verwenden bereits seit geraumer Zeit sehr leichte und flexible Druckmessfolien, welche sich in den Schuh einlegen lassen, um verschiedene Fragestellungen der Podologie und Orthopädie zu untersuchen. Zusätzlich werden mit kleinsten Folien auch Gelenkdrücke z.B. im Bereich der Hüfte oder Wirbelsäule evaluiert, um geeignete Implantate oder Prothesen zu entwickeln. In der Pferdemedizin werden Druckmesssensoren bislang hauptsächlich zur Untersuchung der Druckverteilung unterhalb des Hufes und des Sattels genutzt (REILLY 2010). Untersuchungen am Huf konzentrieren sich dabei auf die Quantifizierung von Lahmheiten (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013), sowie der Evaluierung dynamischer Faktoren der Hufbiomechanik, beispielsweise vor und nach Bearbeitung oder Beschlag (VAN HEEL et al. 2004, VAN HEEL et al. 2005).

Neben den bereits erwähnten, folienbasierten Messsystemen stehen ähnlich den Kraftmessplatten auch stationäre Druckmessplatten zur Verfügung. Vor- und Nachteile ergeben sich dabei ähnlich den Kraftmessplatten und „*force shoes*“. Während die mobilen,

folienbasierten Messsysteme Anwendungen auf unterschiedlichen Böden sowie die Aufnahme mehrerer aufeinanderfolgender Schritte einer oder mehrerer Gliedmaßen zulassen und direkt am Huf positioniert werden können, ist ihre technische Umsetzung in der Regel wesentlich aufwändiger und damit auch fehleranfälliger (OOSTERLINCK et al. 2013, WOODBURN und HELLIWELL 1997). Im Gegensatz zu „*force shoe*“-Lösungen, kann bei den sehr leichten und flexiblen Druckmessfolien außerdem von einem wesentlich geringeren Einfluss auf die kinematischen Gangparameter ausgegangen werden.

Zu den wichtigsten auswertbaren Parametern einer Druckmessung zählen:

- Maximaler Druck/ Maximale Kraft
- Durchschnittlicher Druck/ Durchschnittliche Kraft
- Belastungsfläche
- Belastungszeit
- Lage des Kräfteschwerpunktes
- Migration des Kräfteschwerpunktes während der Belastung

des gesamten Hufes oder einzelner Teile (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013). Die für die Kraft ausgegebenen Werte ergeben sich dabei immer aus Berechnungen denen der gemessene Druck, also die Verteilung der Kraft pro Flächeneinheit, zugrunde liegt.

Die Genauigkeit und Präzision, insbesondere von Druckmessungen folienbasierter Systeme, sind immer wieder kritisch hinterfragt worden (BRIMACOMBE et al. 2009). Für die in der Humanmedizin zum Einsatz kommenden Sensoren sind unter anderem Höhe und Dauer der Belastung, sowie Gesamtnutzungsdauer des Sensors, Modelltyp, Temperatur und Luftfeuchte als Einflussfaktoren identifiziert worden (HSIAO et al. 2002, SUMIYA et al. 1998). Da es sich bei den veterinärmedizinischen Sensoren abgesehen von Anpassungen hinsichtlich Form und Maximalbelastungstoleranz um die gleiche Technik handelt, muss mindestens von den gleichen Einflüssen ausgegangen werden. Bei der Messung von absoluten Werten (N, kg), zeigen die meisten Systeme hinsichtlich Genauigkeit und Präzision außerdem eine sehr starke Abhängigkeit von einer möglichst exakten Kalibration (BRIMACOMBE et al. 2009, HSIAO et al. 2002). Die Kalibrationsbedingungen sollten dabei möglichst gut die späteren Versuchsbedingungen widerspiegeln. Diese Abhängigkeiten können durch sogenannte dynamische Kalibrationsprotokolle, wie von OOSTERLINCK et al. 2012 beschrieben, zum Teil umgangen werden, setzen allerdings auch Referenzwerte aus Messungen mit Kraftmessplatten voraus.

2.4 Lahmheit und deren Ursachen im Bereich der distalen Gliedmaße

Lahmheiten haben speziell im Bereich der Pferdemedizin eine herausragende Bedeutung. Studien belegen, dass zum Teil 75 % der untersuchten Pferde innerhalb einer Saison aufgrund einer Lahmheit pausieren mussten (MURRAY et al. 2010a). Bei Untersuchung der Lahmheitsursachen zeigte sich, dass über die Hälfte auf Erkrankungen der distalen Gliedmaße zurückgeführt werden konnten (PARKES et al. 2013). Untersuchungen um die Prävalenz von Lahmheiten einzudämmen bzw. den Patienten eine bessere und rezidivfreie Rekonvaleszenz

zu ermöglichen, sind daher nicht nur von ökonomischem Interesse, sondern dienen auch dem aktiven Tierschutz in Pferdehaltung und Pferdesport.

2.4.1 Definition des Begriffes Lahmheit und deren Erkennung

Bei Lahmheiten handelt es sich um Störungen der regulären Bewegungsabläufe ausgelöst durch Nervenschäden, mechanische Beeinträchtigungen oder Schmerzen (BUCHNER 2012b, GREGORY 2011g, STASHAK 1989b). Demnach handelt es sich nicht um eine Grunderkrankung, sondern lediglich ein klinisches Symptom, welches sich in Änderungen der Bewegungsabläufe ausdrückt (BUCHNER 2013).

Die optimale Beurteilung einer Lahmheit setzt eine möglichst umfangreiche Untersuchung des jeweiligen Patienten voraus (DYSON 2016a, DYSON 2011). Zu einer solchen Untersuchung sollten, abgesehen von einer umfassenden Anamnese, klinische Beurteilungen in Ruhe und Bewegung gehören. Ferner kann die Untersuchung in Bewegung weiter verfeinert werden, indem das Tier geführt, longiert oder geritten auf der Geraden und in Wendungen, sowie auf verschiedenen Böden und in allen Gangarten begutachtet wird. Nach Möglichkeit sollte auch der Reiter während solcher Untersuchungen wechseln, da so die Qualität der Lahmheitsangaben verbessert werden kann (DYSON und GREVE 2016, GREVE und DYSON 2014).

Allerdings sollten auch besonders intensiv und umfangreich geführte Lahmheitsuntersuchungen nicht als fehlerfrei angesehen werden. Nach Ergebnissen von DYSON (2011), können individuelle Faktoren wie Charakter und Temperament des jeweiligen Pferdes deutlichen Einfluss auf die Erkennbarkeit von Schmerz und Lahmheit nehmen. Zusätzlich spielen Erfahrung und Wissensstand des Untersuchers im Rahmen der Lahmheitsuntersuchung eine nicht unerhebliche Rolle. Nicht zuletzt belegen Untersuchungen aus der jüngeren Vergangenheit aber auch zunehmend, dass bei einer rein subjektiven Beurteilung einer Lahmheit auch sehr erfahrene und versierte Untersucher mitunter stark in ihrer Einschätzung von individuellen Fällen variieren können (DYSON und GREVE 2016).

Generell lässt sich aus der oben gegebenen Definition jedoch ableiten, dass in der Regel eine Einschränkung des Bewegungsfreiraums beobachtet werden kann, welche sich beispielsweise in verkürzten Schritten, Unwilligkeit in Wendungen, Bevorzugung einer Seite oder der partiellen bis kompletten Belastungsvermeidung einer Gliedmaße äußert. Die Schilderung, Beschreibung und Wertung solcher Beobachtungen während einer Lahmheitsuntersuchung waren unter anderem Teil der sehr umfangreichen Arbeiten von Dyson aus dem Jahr 2015 (DYSON 2016a, DYSON 2016b).

2.4.2 Risikofaktoren für die Entstehung von Lahmheit

Der Einsatz von Pferden für militärische Einsätze und Transportzwecke im Gegensatz zur heutigen vorrangigen freizeitlichen oder sportlichen Nutzung, bedingte eine sehr frühe Auseinandersetzung mit dem Thema Lahmheit (BUCHNER 2013, GREGORY 2011g).

Das 1899 erstveröffentlichte *Animals in Motion* von MUYBRIDGE zeigte bereits fotografische Darstellungen der Bewegungsabläufe und legte damit Grundsteine für die heutigen kinematischen Untersuchungsmethoden. Ebenso wie die Erkennung von Lahmheiten bis heute weiterentwickelt wird (DYSON 2015, DYSON und GREVE 2016, SCHRAMME et al. 2007, SPRECHER et al. 1997), rücken zunehmend auch die Risikofaktoren für die Entwicklung von Lahmheiten in den Fokus der Forschung (MURRAY et al. 2010a, PARKES et al. 2013).

In der Vergangenheit haben sich verschiedene einzelne Risikofaktoren belegen lassen, welche wiederum in übergeordneten Kategorien zusammengefasst werden können (Tabelle 1). Demnach können alle Lahmheiten auf Faktoren der individuellen Konstitution und Kondition, sowie des Managements und der Trainingsumstände zurückgeführt werden.

**Tabelle 1: Übersicht zu extrinsischen und intrinsischen Faktoren für die Lahmheitsentstehung beim Pferd
(Zusammenstellung nach MURRAY et al. 2010b, PARKES et al. 2013)**

intrinsische Faktoren		extrinsische Faktoren
Konstitution	Kondition	Management & Training
- Größe	- Trainingszustand/Leistungsklasse	- Art der Arbeit/ des Sports
- Körpergewicht	- Anzahl der teilgenommenen Wettbewerbe	- Art des Trainingsuntergrundes
- Alter	- Vorrangegangene Lahmheiten	- reguläre Bodeneigenschaften des Trainingsuntergrundes
- Relation Hufumfang- Körpergewicht	- Vorrangegangene andere Erkrankungen (MDT, Resp. Repro.)	- Bodeneigenschaften des Trainingsuntergrundes nach Nässe oder Hitze
- Relation Größe - Körpergewicht	- Vorrangegangene Rückenprobleme	
- Hufsymmetrie		

Untersuchungen zu Risikofaktoren unterliegen allerdings auch klaren Problemen. So können oftmals nur regional begrenzte Populationen (PARKES et al. (2013), 4618 Pferde, begrenzt auf Patientenkreis des *Centre for Equine Studies of the Animal Health Trust*), oder Pferde in bestimmten Sportarten (MURRAY et al. (2010a), 2554 Dressurpferde von Abonnenten des *British Dressage* Magazins) untersucht werden. Die Ergebnisse sollten also mit der entsprechenden Vorsicht auf andere Populationen übertragen werden.

Trotz dieser Einschränkungen lassen sich aus den durchgeführten Studien deutliche Tendenzen ableiten. So lässt sich beispielsweise darstellen, dass asymmetrische Hufformen der Vordergliedmaßen häufiger zu einem lahmsassoziierten Ausscheiden der Tiere aus dem Sport führten (BACK und PILLE 2013, DUCRO et al. 2009b, GREGORY 2011f). Ferner ließen sich bereits in der Vergangenheit Beweise finden, dass kleine Hufe im

Verhältnis zur Größe und zum Körpergewicht ebenso Risikofaktoren für Lahmheiten darstellen (BALCH et al. 1991, PARKES et al. 2013).

Die individuelle Hufkonformation eines Pferdes als Risikofaktor für die Entstehung von Lahmheiten gilt als sehr wahrscheinlich und ist daher umfassend untersucht worden. (DUCRO et al. 2009a, DUCRO et al. 2009b, ELIASHAR et al. 2004), ein hinreichender Zusammenhang kann bisher aber nicht hergestellt werden (DYSON 2011).

Bezüglich der konditionellen Faktoren zeigt sich, dass mit zunehmender Leistungsklasse und Veranstaltungsteilnahme auch das Risiko für Lahmheiten steigt (PARKES et al. 2013). Ferner konnte in der Studie von Parkes et al (2013) gezeigt werden, dass 55,9 % der aufgetretenen Lahmheiten der distalen Gliedmaße zugeordnet werden konnten und Tiere mit vorrangegangenen Lahmheiten, respiratorischen sowie Rückenerkrankungen in den folgenden Jahren häufiger neue Lahmheiten entwickelten.

Werden die unterschiedlichen sportlichen Disziplinen miteinander verglichen, zeigen nach DUCRO et al. (2009b) Springpferde eine höhere Anfälligkeit für Lahmheiten als Dressurpferde, während die Ergebnisse von PARKES et al. (2013) nahelegen, dass das Lahmheitsrisiko von Dressurpferden wiederum über dem von Rennpferden liegt. Tatsächlich scheint es aber in diesem Feld aufgrund der eingangs angesprochenen Problematiken der Regionalität und Probandenbeschränkung dieser Studien sinnvoller, die zugrundeliegenden Lahmheitsursachen zu vergleichen. So sind beispielsweise akute Verletzungen wie Abszesse, Horndefekte und Quetschungen wesentlich häufiger im Bereich der Renndisziplinen anzutreffen, während chronische Erkrankungen weitaus öfter im Bereich des Springens und der Dressur auftreten (PARKES et al. 2013). Wichtig ist dabei anzumerken, dass abgesehen von der geleisteten Arbeit, auch die Trainings- und Arbeitsumgebung und deren Gestaltung eine besondere Rolle spielen. So belegen die Untersuchungen von MURRAY et al. (2010a, 2010b), dass die Arbeit auf Trainingsplätzen mit Sandböden (unabhängig von deren Beschaffenheit) initial häufiger zu Lahmheiten führt. Allerdings konnte nach einer individuell unterschiedlichen Adaptationsphase das Grundrisiko für Verletzungen mit Lahmheitsfolge deutlich gesenkt werden. Als Grund hierfür führt sie die nachgewiesene höhere Herzfrequenz von Pferden während des Arbeitens auf tiefen Böden an, was demnach zu einer schnelleren Ermüdung und damit zu einem erhöhten Verletzungsrisiko führen könnte. Durch Gewöhnung an den entsprechenden Boden über eine gewisse Zeitspanne kann dieses Problem aber minimiert werden.

Abgesehen von der Art des Bodens ist aber auch dessen Beschaffenheit und Veränderlichkeit von Interesse. Bereits RATZLAFF et al. (1997) zeigten, dass der Feuchtigkeitsgehalt von Sandböden signifikanten Einfluss auf den Eindringwiderstand des Hufes und damit auch auf jene Kräfte nimmt, welche auf die distale Gliedmaße während des Initialkontaktes wirken.

Dies zeigt die große Bedeutung eines guten Bodenmanagements für die Prävention von Schäden des Bewegungsapparates.

Die Ausführungen und angeführten Beispiele innerhalb dieses Kapitels können keinen Anspruch auf Vollständigkeit erheben. Es soll dennoch zeigen, dass die Erforschung von Risikofaktoren für Lahmheiten ein sehr komplexes Arbeitsfeld ist, da Einflüsse häufig multikausal aus verschiedenen Themenbereichen betrachtet werden müssen (Anatomie, Biomechanik, Sportmedizin, Epidemiologie, Materialkunde, etc.).

2.5 Orthopädischer Beschlag

Neben den Möglichkeiten der medikamentösen Therapie zur Behandlung von Lahmheitsursachen oder ganzheitlicheren Ansätzen wie beispielsweise Physiotherapie oder Osteopathie, kann auch der Beschlag beim Pferd zu therapeutischen Zwecken herangezogen werden (LAWSON et al. 2007, PFAU et al. 2007).

Im Bereich des Schmiedehandwerks ist jedoch viel häufiger von „Hufbeschlag nach Verwendungszweck“ (GREGORY 2011f, RAU et al. 2012) die Rede. Jeder Beschlag ist also mit einer konkreten Funktion versehen, welche das Pferd barhuf nicht realisieren kann. Im einfachsten Fall dient der Beschlag als Hufschutz gegen übermäßige Hornabnutzung (POLLITT 1999b), darüber hinaus aber auch spezifischen Anforderungen für verschiedene Arbeits- bzw. Sportdisziplinen oder der Gesunderhaltung der Pferde (VAN HEEL et al. 2006a, WALDERN et al. 2013, WEISHAUPT et al. 2013). Unter Berücksichtigung verschiedener Anforderungen als auch persönlicher Erfahrungen, kann es demnach auch zu Mischformen innerhalb der Hufbeschläge kommen, womit die klare Abgrenzung eines orthopädischen Beschlages schwer fällt (O'GRADY und POUPARD 2001). Im Folgenden wird daher auf den gebräuchlicheren Begriff der Beschlagsmodifikation zurückgegriffen (GREGORY 2011f).

2.5.1 Erkrankungen der distalen Gliedmaße mit Beschlagsindikation

Als Beschlagsindikation kann unter Berücksichtigung des vorangegangenen Kapitels also jede individuelle Situation verstanden werden, in der das Pferd nicht barhuf belassen werden sollte resp. kann (Nutzung, Gesundheit, Management). Allerdings kann entsprechend der gestellten Anforderungen an den Beschlag die Form des Hufeisens oder dessen technische Umsetzung variieren, solange die erwünschte Funktion gegeben ist. Das heißt, dass die gleiche Erkrankung je nach Umfeld und individuellen Eigenschaften des Pferdes mit verschiedenen Beschlagen behandelt werden kann. Zu den wichtigsten Erkrankungen bzw. Krankheitsbildern mit Beschlagsindikation zählen (DYSON 2015, DYSON 2016a, HANSEN et al. 2005, PEHAM et al. 2001):

- Desmo- und Arthropathien im Bereich der Gelenke
- Akute und chronische Hufrehe

- Schmerzen im palmaren Hufbereich (*palmar foot pain*)
- Zusammenhangstrennungen oder Verformungen der Hufkapsel
- Tendinopathien und Erkrankungen des *M. interosseus medius*
- Gang- und Stellungsanomalien.

Aus dieser Auflistung geht bereits hervor, dass die Ansprüche an eine entsprechende Beschlagsmodifikation in der Regel vielfältig und von mehreren funktionalen Aspekten geprägt sind.

2.5.2 Beschlagsmodifikationen

Grundsätzlich lässt sich durch Beschlagsmodifikationen die partielle Höhe oder die lasttragende Oberfläche der dorsopalmaren als auch mediolateralen Ebene des Hufes beeinflussen (BACK und PILLE 2013, STASHAK 1989c). Durch Veränderung dieser externen Parameter wird wiederum Einfluss auf die Zehenknochenstellung, die auf die Hufkapsel einwirkenden Druckkräfte (siehe Statik und Dynamik), sowie dynamische Prozesse, wie Initialkontakt, Fußungsmuster, Belastung in der Hauptstützphase, Abrollvorgang und Gliedmaßenführung ausgeübt. Ferner wurde bereits nachgewiesen, dass durch unterschiedliche biomechanische Stimulierung das Hornwachstum, wie auch dessen Mikroarchitektur, verändert werden kann (BALCH et al. 1991, BOWKER et al. 2001, JOHNSTON und BACK 2006). Es ist ferner davon auszugehen, dass Veränderungen der einwirkenden Druckkräfte am Huf auch die sensible und hochkomplexe Durchblutung des Hufbereiches beeinflussen (YOSHIHARA et al. 2010).

Ein weiterer entscheidender Einflussfaktor für die Wirkung einer Beschlagsmodifikation sind die vorherrschenden Bodeneigenschaften, allen voran dessen Verformbarkeit. Je nach Beschaffenheit wird das Einsinken spezifischer Anteile der lastaufnehmenden Fläche des Hufes in den Boden ermöglicht oder verhindert (HOOD et al. 2001, RATZLAFF et al. 1997). Effekte auf die Zehenknochenstellung, die Druckverteilung und dynamische Prozesse sind dabei von wechselnden Bodeneigenschaften ebenso zu erwarten wie von Beschlagsmodifikationen (CHATEAU et al. 2010). Insbesondere Modifikationen der Oberfläche eines Hufeisens, zeigen ihre Wirkung hauptsächlich auf weichen bzw. verformbaren Böden. Die Quantifizierung solcher Effekte ist für das vollständige Verständnis der biomechanischen, anatomischen und funktionellen Wirkungsweise des Beschlages von essentieller Bedeutung (BACK und PILLE 2013). Diese grundsätzlich bereits sehr komplexe Schnittmenge von Einflussfaktoren wird zusätzlich dadurch verkompliziert, dass die technische und handwerkliche Umsetzung der Beschläge von Schmied zu Schmied variieren kann und die Prinzipien der Anfertigung von Beschlagsmodifikationen zum Teil nur unzureichend wissenschaftlich beschrieben sind. Zwar gibt es allgemeine Beschreibungen für Beschläge beispielsweise bei Veränderungen der Hufform (BREHM und BERNDT 2012, POLLITT 1999a, SCHERER et al. 2012a), für die Anwendung in unterschiedlichen sportlichen Disziplinen (BALCH 2009) und als

orthopädisches Therapeutikum (LITZKE 2012b, SCHERER 2012), aber in den meisten Fällen erfolgt eine Zuordnung nach dem Schema Indikation ist gleich Hufeisen. Beschreibungen von möglichen Funktionen für ein Hufeisen bzw. einer Beschlagsmodifikation hingegen sind rar, wie beispielsweise die umfangreiche Beschreibung der Stegeisen in *Gregory's Textbook of Farriery* (GREGORY 2011h).

2.5.2.1 Beschlagsmodifikationen der dorsopalmaren Ebene

Dieses Kapitel soll alle zu dieser Gruppe gehörigen Modifikationen aufführen, welche innerhalb dieser Arbeit behandelt werden und Erwähnung finden.

Stegeisen (z. B. Eier-, Herzeisen, zehenoffenes Eisen)

Bei Stegeisen handelt es sich um palmar geschlossene Eisen, welche durch die Verbindung der beiden freien Schenkelenden hergestellt werden. Im Falle des Eiereisens wird diese Verbindung durch einen einfachen Quersteg erzeugt, welcher unterschiedlich lang nach palmar verlängert sein kann. Der gewählte Steg kann dabei innerhalb der Hufsilhouette oder über diese hinaus, als sogenannte palmare Elongation angebracht werden. Für Herzeisen wird ein V-förmiger Steg zur zusätzlichen Unterstützung des Strahles eingebracht (GREGORY 2011b, SCHERER et al. 2012b), welcher in der Regel mit der Hufsilhouette abschließt. Zusätzlich wird innerhalb der handwerklichen Umsetzung eine neutrale, positive und negative Position des Steges in Bezug auf die Lastaufnahme des Strahls unterschieden (Abbildung 10).

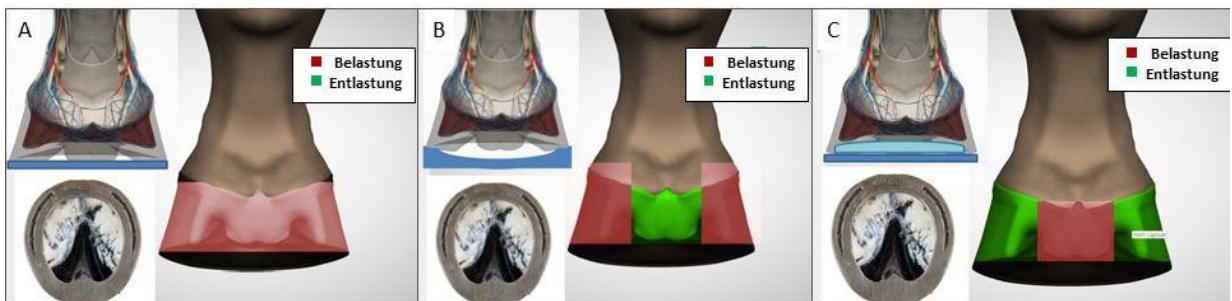


Abbildung 10: Darstellung der Beziehungen der Positionierung des Steges hinsichtlich der Lastaufnahme des Strahls (A: Neutral, B: Negativ, C: Positiv; erstellt mit Effigos Hoof Explorer, www.hoofexplorer.com)

Bei neutraler Positionierung (A) sollen Trachten und Strahl gleichmäßig belastet werden, während bei negativer (B) Positionierung eine Entlastung des Strahls angestrebt wird, was zu einer vermehrten Lastaufnahme der Trachten führt und bei positiver (C) Positionierung der Strahl maßgeblich in die Belastung einbezogen wird, um die Trachten zu entlasten (GREGORY 2011h). Der umsichtige Umgang mit diesem Faktor spielt besonders für das Herzeisen eine besondere Rolle, da eine negative Stegpositionierung und damit verbundener Druck auf Strahl und insbesondere die Strahlspitze beispielsweise im Falle einer Hufrehe kontraindiziert sein könnte (SCHERER et al. 2012b). Allerdings kann auch bei hufgesunden Pferden eine negative Stegpositionierung mit zu starker Druckbelastung des Strahls Strahllederhautentzündungen und -nekrosen auslösen.

Grundlegend werden Stegeisen häufig zum Zwecke der Stabilisierung und des Schutzes der Hufkapsel, z.B. bei partiellen Hufwanddefekten eingesetzt (LITZKE 2012d). In solchen Fällen werden gesunde Hufanteile zum Tragen herangezogen, während erkrankte „schweben“, also keinen Kontakt zum Hufeisen aufweisen (GREGORY 2011h). Weitere Indikationsfelder stellen Schäden der TBS, sowie chronische Schmerzen im palmaren Hufbereich und eine Erhöhung der palmaren Unterstützungsfläche bei Beugefehlstellungen der Zehengelenke dar (LITZKE 2012a). Ferner soll durch die palmare Unterstützungsfläche das Einsinken auf verformbaren Böden vermindert werden (CHATEAU et al. 2006b, GREGORY 2011h), woraus eine steilere Stellung des Hufes und des Hufbeins resultiert. Ausgehend von der disto-proximalen Zehengelenkbalance (Kapitel 2.2.2) wird somit auf verformbarem Boden die Belastung der TBS gesenkt, während der Fesselträger durch Verstärkung der Hyperextension im Fesselgelenk stärker belastet wird (CREVIER-DENOIX et al. 2001, ROONEY 1983, THOMPSON et al. 1993).

Zehenoffenes Eisen

Das zehenoffene Eisen stellt zu einem gewissen Grad eine Sonderform der Stegeisen dar, weißt also eine palmare Verbindung der Schenkelen auf, kann aufgrund seiner Unterbrechung im Bereich der Zehe aber nicht zu den geschlossenen Eisen gezählt werden. Die erwartete Wirkungsweise ähnelt also den im vorherigen Kapitel beschriebenen Stegeisen, mit der Ausnahme, dass bei der Verwendung dieses Beschlages eine maximale Entlastung des Zehenbereiches, bei gleichzeitiger großflächiger Belastung der palmaren Hufabschnitte angestrebt wird (HANSEN et al. 2005). Eine weitere Besonderheit ist die angestrebte sehr starke Kaudalverlagerung des Abrollpunktes zur Beschleunigung des Abrollvorganges und der Entlastung der Beugesehnen. Das Zehenoffene Eisen wird in der Praxis daher sowohl in der Therapie von Hufrehepatienten-, als auch solchen mit chronischen Schmerzen im palmaren Hufbereich eingesetzt.

Die einfachste Möglichkeit der Herstellung dieser Beschlagsmodifikation ist das Drehen des Standardbeschlages um 180°, sodass der eigentlich die Zehe unterstützende Teil des Eisens als Steg genutzt wird und die Zehe zwischen den Schenkeln schwebt (ADAMS 1989). Eine komplexere Variante ist die Herstellung eines geschlossenen Eisens, wobei die Stegform als auch die Stegposition wie im vorherigen Kapitel beschrieben variieren kann und nachträglicher Entfernung des Eisens im Bereich der Zehe. Grundsätzlich gilt es zu beachten, dass trotz des Verlustes des Zehenbereiches zum Aufnageln des Beschlages die Befestigung nicht zu weit palmar erfolgt um den Hufmechanismus nicht zusätzlich einzuschränken (ADAMS 1989).

Breite-Zehe-Eisen

Beschlagsmodifikationen mit verbreiterter Unterstützungsfläche im Bereich der Zehe und schmalen, teils stark verjüngten Schenkeln, werden aufgrund ihres häufigen Einsatzes zur Behandlung von Schäden des Fesseltrageapparates auch als Fesselträgereisen bezeichnet (OOMEN et al. 2012).

Durch die Verbreiterung der Unterstützungsfläche im Bereich der Zehe soll das Einsinken auf weichem Boden bestmöglich vermindert werden, wohingegen die palmaren Abschnitte des Hufes durch die geringe Kontaktfläche des Eisens mit dem Boden leichter in den Boden eindringen (OOMEN et al. 2012). Somit soll auf verformbarem Boden ein dem Zehenkeil ähnlicher Effekt erzeugt werden, welcher nach der Theorie der disto-proximalen Zehengelenkbalance besagte Entlastung des Fesseltrageapparates sowie der OBS durch Aufrichtung im Fesselgelenk, bei gleichzeitiger Mehrbelastung der TBS erzeugt (DEGUEURCE et al. 2001). Auf festem Boden hingegen kann kein Einfluss auf die Ausrichtung der Knochensäule oder die Druckverteilung genommen werden.

Zur Vergrößerung des die Zehe unterstützenden Bereiches kann dafür das bereits bestehende Eisenmaterial durch zusätzliches Falzen oder durch das Anbringen von isolierten Schweißteilen weiter verbreitert werden. Bei zweiter Variante, sollte allerdings bedacht werden, dass zusätzliches Material immer auch zusätzliches Gewicht bedingt, welches Einfluss auf Gangparameter des Pferdes, wie beispielsweise Schrittweite, -amplitude oder Fußungsmuster, nehmen kann (CHATEAU et al. 2009b, SCHEFFER und BACK 2001, SCHOONOVER et al. 2005).

Trachtenkeile

Die durch die Verwendung von Keilen erzielte partielle Erhöhung des Hufes im Bereich der Trachten gehört mit Sicherheit zu den am meisten untersuchten Beschlagsmodifikationen der letzten 20 Jahre. Grund hierfür ist vermutlich der Einsatz dieser Modifikation bei zwei der schwerwiegendsten die distale Gliedmaße des Pferdes betreffenden Erkrankungen: der Hufrehe, sowie Schäden der TBS (DENOIX et al. 2005, HANSEN et al. 2005, LAWSON et al. 2007, POLLITT 1999a). Essentiell ist hierbei die Erkenntnis, dass durch die Erhöhung der Trachten die Gesamt- als auch die Maximalbelastung der TBS signifikant reduziert werden kann (RIEMERSMA et al. 1996, WEAVER et al. 2009, WILLEMEN et al. 1999). Die verminderte Spannung wirkt sich demnach bei Sehnendefekten positiv aus und reduziert gleichzeitig die auf das Hufbein einwirkenden Zugkräfte, welche Hufbeinsenkung und -rotation im Falle einer Hufrehe begünstigen würden (POLLITT 1999d). Zusätzlich zeigten in der Vergangenheit Druckmessungen am gekeilten Huf (HANSEN et al. 2005), dass auch die Druckbelastung der dorsalen Wand abnimmt, was speziell im akuten Stadium der Rehe genutzt werden kann. Statische als auch kinematische Untersuchungen zum Einfluss von Trachtenkeilen auf die disto-proximale Zehengelenkbalance zeigen außerdem eine

deutliche Abhängigkeit des Fesselgelenkswinkels von der Winkelung des Hufbeins zum Boden (CHATEAU et al. 2004, CHATEAU et al. 2006a, CREVIER-DENOIX et al. 2001, ROONEY 1983). Bei den durch ROONEY bereits 1983 beschriebenen Veränderungen der Kräfteverhältnisse durch den steileren Huf innerhalb der Gliedmaße muss auch mit einer deutlichen Veränderung der Druckkräfte in Interaktion mit dem Boden ausgegangen werden. Nach Untersuchungen von ROGERS und BACK (2007) ergibt sich daher eine zusätzlich Nutzung in der Therapie von Pferden mit Schmerzen im palmaren Hufbereich, da im Vergleich zum Standardbeschlagnagel eine deutliche Reduktion der Belastung im Bereich der Trachten erzielt werden konnte.

Für die handwerkliche Umsetzung dieser Modifikation kommen sowohl keilförmig ausgeschmiedete Schenkelenden, isolierte Schweißteile, als auch flächige Keilplatten zum Einsatz. Darüber hinaus nehmen Länge der Keile und Material maßgeblich Einfluss auf die Belastung der Trachten bzw. den Komfort des Beschlages und dessen Langzeitapplikation. Nach einzelnen Quellen (STASHAK 1989e) werden auch Stollen als Keile verwendet.

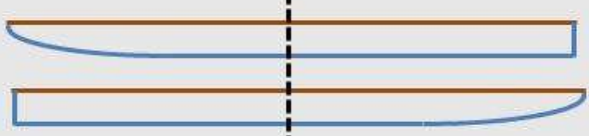
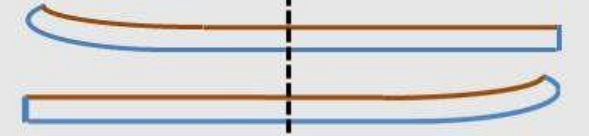


Stollen

Die Modifikation eines Beschlages mit Stollen findet vorrangig im Arbeits- (Zugbetrieb) und sportlichen Nutzungsbereich (Jagd-, Spring- oder Fahrpferde) Anwendung (BALCH 2009, SCHERER et al. 2012b). Stollen zählen somit nicht zu den klassischen orthopädischen Beschlagnagelmodifikationen. Funktionell sollen sie als Gleitschutz vermehrt Friktion auf verformbaren Böden bieten und somit beispielsweise eine bessere Kraftübertragung im Falle von Arbeitstieren oder enge Wendungen im Sportbereich ermöglichen. Da auf festen Böden (z.B. Beton und Asphalt) die Stollen nicht einsinken können, wird eine steile Stellung des Hufes provoziert, welche Wirkungen auf Knochenstellung und Druckmessung, ähnlich der zuvor besprochenen Trachtenkeile, vermuten lässt.

Die technische Umsetzung der Anbringung kann verschiedentlich realisiert werden (Schlagstollen, Schweißstollen, Schraubstollen, etc.), wobei hauptsächlich zwischen permanenter und reversibler Befestigungsmethode unterschieden werden muss. Hierbei bietet eine reversible Befestigung den offensichtlichen Vorteil nur nach Bedarf Stollen einsetzen zu können. Die Positionierung der Stollen am Beschlagnagel ist frei wählbar, am gebräuchlichsten und bekanntesten sind aber Stollen im Bereich der Schenkelenden oder im Bereich der Zehe, welche dann auch als „Griff“ bezeichnet werden (BALCH 2009). Als ein weiterer Aspekt, welcher hier nicht weiter ausgeführt werden soll, kann die Form und Größe der Stollen variiert werden. Grundsätzlich bleibt dazu festzuhalten, dass durch eine kleine Oberfläche der Stollen ein leichtes Eindringen in den Boden ermöglicht und somit eine verbesserte Friktion vermittelt wird (STASHAK 1989c).

Rocker-/Rollereisen

Eine grundlegende, gemeinsame Eigenschaft der Rocker- und Rollerbeschläge ist die Erleichterung des Abrollvorgangs. Durch die Beeinflussung des Abrollpunktes und des gesamten Abrollvorganges im Bereich der Zehe, der Seitenwände oder der Trachten sollen somit die auf die Beugesehnen und den Huf einwirkenden Kräfte, welche innerhalb dieses Zeitraums auftreten, minimiert werden (PAGE und HAGEN 2002, WILLEMEN et al. 1999, WILLEMEN et al. 1996). Rockerbeschläge unterstützen den Abrollvorgang dabei vorrangig in dorsoplamarer Richtung. Durch ein Abrunden der Eisenschenkel im Trachtenbereich soll außerdem die Kraftspitze im Moment des Initialkontaktes minimiert werden (RIEMERSMA et al. 1996). Rollerbeschläge hingegen beeinflussen den Abrollvorgang hauptsächlich in mediolateraler Richtung und sollen das seitliche Abrollen erleichtern. Die These allerdings, dass durch einen früheren Abrollpunkt auch die Gesamtstützzeit der Gliedmaße innerhalb eines Bewegungszyklus minimiert werden kann, konnte bisher noch nicht schlüssig bewiesen werden (CLAYTON et al. 1991, DUBERSTEIN et al. 2013). Aufgrund dieser allgemeinen Belastungsminderung findet diese Beschlagsmodifikation Anwendung in der Therapie verschiedenster Krankheitsbilder wie z.B. der Hufrehe, Podotrochlose und Arthropathien (LITZKE 2012a, STASHAK 1989e). Darüber hinaus wird er aber auch immer wieder im Management von Gliedmaßenfehlstellungen wie dem Bockhuf eingesetzt (GREGORY 2011d, GREGORY 2011f, POLLITT 1999a).

Dorsal (Zehe)	Palmar (Trachte)	Bezeichnung/Verarbeitung
		Rocker <ul style="list-style-type: none"> • Sohlenseite gerade/plan • Bodenseite einseitig angeschliffen
		Rocker <ul style="list-style-type: none"> • Sohlen- und Bodenseite einseitig konvex angeschmiedet
		Fullrocker <ul style="list-style-type: none"> • Sohlenseite gerade/plan • Bodenseite konvex
		Rocker Rail/ Railrocker <ul style="list-style-type: none"> • Sohlenseite konvex • Bodenseite konvex



 Bodenseite Hufeisen
 Sohlenseite Hufeisen

Abbildung 11: Unterschiede der Zubereitungsvarianten von Boden- und Sohlenseite der verschiedenen Rockervarianten hinsichtlich Lokalisation der Bearbeitung und der entsprechenden Bezeichnung (eigene Darstellung)

Handwerklich lässt sich diese Modifikation je nach Bedarf nur auf bestimmte Bereiche (siehe auch 2.4.2.2 unilateraler Roller), oder die gesamte Fläche des Hufeisens anwenden. Bei den Rockerbeschlägen muss darüber hinaus zwischen drei Varianten unterschieden werden, welche sich hinsichtlich der Gestaltung der Kontaktfläche zwischen Huf und Beschlag unterscheiden (Abbildung 11).

Sogenannte Rock-n-Roll-Hufeisen stellen entsprechend eine Kombination der dorsopalmaren (Rocker) und mediolateralen (Roller) Abrollerleichterung in allen drei Raumebenen dar (FOOR 2009). Grundsätzlich soll Pferden mit diesem Beschlag die Möglichkeit gegeben werden einen eigenen, möglichst komfortablen Abrollpunkt zu finden, wobei der Schwerpunkt der Gliedmaße unter das Hufbein verlagert wird (SCHERER et al. 2012b).

2.5.2.2 Beschlagsmodifikationen der mediolateralen Ebene

Dieses Kapitel soll analog zum vorangegangenen Abschnitt alle zu dieser Gruppe gehörigen Modifikationen darstellen, welche innerhalb dieser Arbeit betrachtet werden.

Breitschenkeleisen

Das Breitschenkeleisen stellt sich als Hufeisen mit einem einseitig verbreiterten Schenkel dar und vergrößert damit einseitig die Unterstützungsfläche.

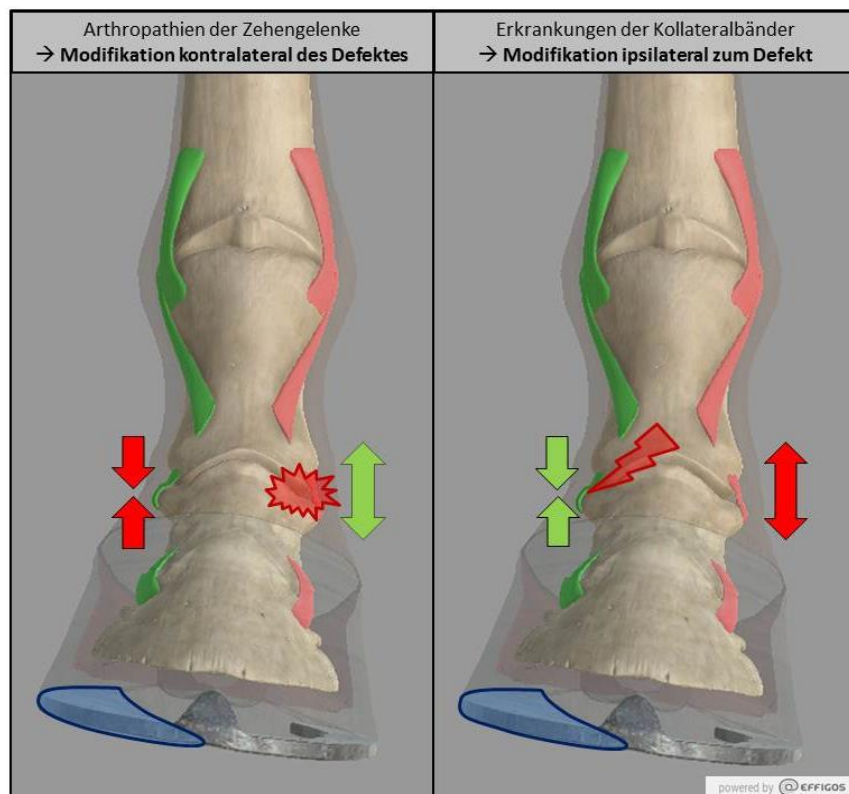


Abbildung 12: Anwendungsbeispiele des Breitschenkeleisens mit Darstellung der belasteten (rot) sowie entlasteten Strukturen (grün).
(aus Effigos Hoof Explorer, www.hoofexplorer.com)

Verbreiterung der Unterstützungsfläche über die Hufsilhouette hinaus werden vor allem Fehlstellungen der Zehe therapiert.

Verbreiterungen innerhalb der Hufsilhouette kommen hingegen hauptsächlich zur Behandlung von unilateralen Gelenk- oder Seitenbandläsionen zum Einsatz. Ähnlich dem Fesselträgereisen wird das Einsinken der unterstützten Hufhälfte auf weichem Boden vermindert, wodurch auch auf verformbaren Böden eine möglichst

ebene Ausrichtung des Hufs, speziell im Hinblick auf die Hufgelenksymmetrie, erreicht werden soll. Auf welcher Seite die Unterstützung angebracht wird ist aber auch abhängig von der Art der Erkrankung der distalen Gliedmaße. Während beispielsweise für Arthropathien der Schenkel kontralateral zur pathologischen Veränderung angebracht wird, um den Gelenkspalt zu öffnen und Raum zu schaffen, wird bei Reizungen oder Entzündungen der Gelenkseitenbänder die Verbreiterung ipsilateral der erkrankten Strukturen angebracht, um eine fortwährende Überdehnung zu reduzieren oder abzuschalten (Abbildung 12). Ferner kann eine Schenkelverbreiterung außerhalb der Hufsilhouette auch eingesetzt werden, um gebrochene Zehenachsen bei Fehlstellungen zu stabilisieren oder zu korrigieren.

Bei der Herstellung eines Breitschenkeleisens ist ähnlich dem Fesselträgereisen zu beachten, ob der Schenkel aus dem Material des Eisens heraus oder durch zusätzlich angebrachtes Material verbreitert wird. Durch die unilaterale Addition von Material und damit von Gewicht am Hufeisen, sind die Einflüsse für die bereits für das Fesselträgereisen genannten Parameter vermutlich noch wesentlich stärker ausgeprägt (KAI et al. 2000, OOMEN et al. 2012).

Seitenkeil

Im Gegensatz zur Vielzahl an Untersuchungen zum Einfluss von Trachten- oder Zehenkeilen nimmt die Anwendung von Seitenkeilen zumindest in der Wissenschaft einen Platz in der zweiten Reihe ein. Dabei ist das grundlegende Anwendungsgebiet, nämlich die Korrektur der Zehenachse (hier in der mediolateralen Ebene) grundsätzlich dieselbe (CHATEAU et al. 2001). Dabei scheint auch dieser Eingriff, ähnlich den Trachtenkeilen, Auswirkung auf die weiter proximal gelegenen Teile des Bewegungsapparates auszuüben. BACK et al. (2003) fanden dabei den größten Einfluss auf die Symmetrie des Fesselgelenkes, welches sich aber auch in einer Adduktion des Tarsal- und Kniegelenkes nachvollziehen ließ und ebenso Einfluss auf Gangparameter nahm, welche sich als Reduktion im Raumgriff der Vorderhand und Flexion der Hinterhand darstellten.

Der Einfluss des Keils auf die Kräfteverteilung und insbesondere die Lage des Kräfteschwerpunktes hin zur gekeilten Seite, welcher von COLAHAN et al. (1991) und CAULDRON et al. (1998b) nachgewiesen wurde, wird zudem teilweise zur Korrektur des individuellen Fußungsmusters einiger Pferde eingesetzt. Durch die Positionierung des Keiles kontralateral zur ursprünglich präferierten medialen oder lateralen Seitenwand soll somit ein planes Fußungsmuster provoziert werden.

Zur Herstellung können für den Seitenkeil, ähnlich dem Trachtenkeil, isolierte Keilelemente an das Hufeisen geschmiedet bzw. geschweißt werden oder kommerziell erhältliche Keilplatten eingesetzt werden, welche in der Regel flächig zwischen Hufeisen und Huf angebracht werden, oder in direktem Kontakt mit dem Boden stehen.

Unilateraler Roller

Bei einem unilateralen Rollereisen, handelt es sich um die fokale Anwendung des im Rocker-/Rollereisen Kapitel beschriebenen Prinzips der Abrollerleichterung bei gleichzeitiger Belastungsreduktion aller im Abrollvorgang beanspruchten Strukturen. Durch die fokale Anwendung im Bereich der medialen oder lateralen Hufeisenseite wird dabei aber das Abrollen über eine, z.B. die vom Pferd präferierte Seite erleichtert, wodurch speziell auch Gelenkseitenbänder geschont werden sollen.

Es soll an dieser Stelle erneut darauf hingewiesen werden, dass die oben aufgeführten Fakten lediglich einen Überblick über die jeweilige Beschlagsmodifikation bieten können und keinen Anspruch auf Vollständigkeit erheben. Speziell der Mangel an umfassenden Niederschriften zu den einzelnen Modifikationen und grundsätzlichen Erklärungskonzepten erschwert die wissenschaftliche Darstellung dieser Thematik massiv. Somit ist durch die bloße Erwähnung beispielsweise eines Breitschenkel- oder Eiereisens zwar eine allgemeine Form, allerdings noch keinerlei Information zu Beschaffenheit, Herstellungsart und Wirkungsprinzip (egal ob für den spezifischen Fall vorausgesetzt oder erhofft) angegeben. Darüber hinaus werden weitere Faktoren bezüglich der Konformation des Pferdes, das Management und die Haltungsbedingungen, die zur Entscheidung für den jeweiligen Beschlag beitragen sollten in der Regel nicht weiter beleuchtet.

2.5.3 Der Einfluss unterschiedlicher Bodeneigenschaften auf die Wirkung orthopädischer Beschlagsmodifikationen

Für die Untersuchung der Wirkung und biomechanischen Funktion von unterschiedlichen Beschlagsmodifikationen auf die distale Gliedmaße, ist die Betrachtung unter verschiedenen Bodeneigenschaften unerlässlich (CREVIER-DENOIX et al. 2014, 2015) Beispielsweise wirken Modifikationen der Fläche eines Hufeisens in besonderem Maße auf weichen/verformbaren Böden, indem das Einsinken einzelner Hufregionen vermindert wird (GUSTÅS et al. 2006). Untersuchungen auf festen Böden würden hier also keine weiterführenden Erkenntnisse zulassen und die Wirkung des Beschlages nur bedingt oder gar nicht belegen.

Verschiedene Untersuchungen der letzten Jahre zeigen, dass eine verallgemeinernde Betrachtung von verschiedenen Böden und deren Eigenschaften aber nur sehr schwer möglich ist. Dies gilt insbesondere für verformbare oder weiche Böden. MURRAY et al. (2010b) zeigten, dass beispielsweise bereits die Zusammensetzung und Körnung von Sandböden innerhalb von Reithallen und –plätzen einen potentiellen Lahmheitsfaktor darstellen können. Darüber hinaus gehen Betrachtungen zu teil- sowie vollsynthetischen Böden, welche in den letzten Jahren immer wieder diskutiert wurden (BACK und PILLE 2013, CHATEAU et al. 2009a). Böden mit hohem Synthetikanteil können demnach zwar den Arbeitsaufwand durch weniger Einsinken minimieren, dafür vermitteln sie aber häufig auch eine wesentlich höhere

Friktion, welche in abruptem Stoppen des Hufes ohne Gleitphase resultiert (HOOD et al. 2001, SCHEFFER und BACK 2001). Als Ergebnis zeigen sich häufig weniger degenerative, dafür aber vermehrt akut-traumatische Verletzungen im Bereich der Hufkapsel (JOHNSTON und BACK 2006, MARTINO et al. 2013).

Zusätzlich zur strukturellen Zusammensetzung wirken aber auch Faktoren wie Feuchtigkeitsgehalt und Umgebungstemperatur maßgeblich auf die Interaktion zwischen Huf und Boden ein (CHATEAU et al. 2010). Im Gegensatz zum bereits angesprochenen Gewöhnungsfaktor der Herzfrequenz hinsichtlich der Arbeit auf tiefen Böden muss davon ausgegangen werden, dass im Bereich des rein mechanischen Einflusses dieser Böden ein konstantes Risikopotential als Lahmheitsfaktor besteht. Vor diesem Hintergrund ist die Untersuchung der Wirkung verschiedener Beschlagsmodifikationen in Abhängigkeit von verschiedenen praxisüblichen Böden unerlässlich.

3 Wissenschaftliche Originalarbeiten

3.1 Modifying the Surface of Horseshoes: Effects of Eggbar, Heartbar, Open Toe, and Wide Toe Shoes on the Phalangeal Alignment, Pressure Distribution, and the Footing Pattern

Die nachfolgend wiedergegebene Studie habe ich anteilig in Zusammenarbeit mit Dr. Jenny Hagen geplant. Im Rahmen der Versuchsdurchführung habe ich maßgeblich an der Erhebung der Druckmessdaten sowie an der Durchführung der Röntgenuntersuchungen mitgewirkt. Weiterhin oblag mir mehrheitlich die Aufbereitung, sowie Auswertung der generierten Druckmessdaten. Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgte in Zusammenarbeit mit Dr. Jenny Hagen. Ferner habe ich die Publikation verfasst.



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Equine Veterinary Science

journal homepage: www.j-evs.com

Original Research

Modifying the Surface of Horseshoes: Effects of Eggbar, Heartbar, Open Toe, and Wide Toe Shoes on the Phalangeal Alignment, Pressure Distribution, and the Footing Pattern

Michael Hüppler^{a,*}, Florian Häfner^b, Sandra Geiger^a, Daniela Mäder^a, Jenny Hagen^a^a Institute of Veterinary Anatomy, Histology and Embryology, Faculty of Veterinary Medicine, University Leipzig, Leipzig, Germany^b Department for Research and Development, Werkman Horseshoe factory, Groningen, The Netherlands

ARTICLE INFO

Article history:

Received 2 June 2015

Received in revised form 10 December 2015

Accepted 21 December 2015

Available online 28 December 2015

Keywords:

Horse

Gait analysis

X-ray

Pressure force distribution

Footing

ABSTRACT

This study assesses the biomechanical effects on the phalangeal alignment, the pressure force distribution, and the footing pattern on different grounds created by different horseshoes modified in the dorsopalmar surface. Twenty-five warmblood horses were divided into five groups ($n = 5$). In each group, radiographic and kinetic examinations were carried out for each barefoot hoof, standard, and modified horseshoe. For radiographic measurements, a modified podoblock, simulating firm and penetrable ground, was used. For kinetic examinations, hoof and horseshoe were simultaneously equipped with sensor foils and horses were walked on different grounds (concrete, rubber, firm, and deep sand). None of the horseshoes showed an effect on the bone alignment on firm ground. On penetrable ground, the bar shoes caused a steeper palmar angle (P3), whereas with a wide toe shoe, a flatter orientation of the distal phalanx was observable. The influence on the alignment of the middle and proximal phalanx showed no constant data. On penetrable ground, pressure peaks occurred at the heels after the application of bar shoes. Moreover, pressure peaks were observable beneath the ends of the branches of the open toe shoe, and the toe and thin branches of the wide toe shoe. The footing pattern was only affected by the open toe shoe. In conclusion, the biomechanical effects of the examined modified horseshoes are mainly influenced by different ground conditions. Moreover, unintended side effects such as unexpected pressure peaks or an enhanced mediolateral sink in of the hoof occur in addition to the required impacts during a therapeutic treatment.

© 2016 Elsevier Inc. All rights reserved.

1. Introduction

The investigation of orthopedic horseshoes on hoof biomechanics has been the subject of numerous scientific studies. Different studies have concentrated on the radiological evaluation of the effects on the phalangeal alignment and the resulting strain on joints and tendons [1–7].

However, up to date, no radiographic study has looked at the influence of different types of ground.

Investigations evaluating the effects of orthopedic horseshoes on the forces affecting the hoof capsule remain limited [8], conducted a study to evaluate the influence of raised, and lowered heels on the stress and displacement values of the hoof using a finite element model. As mentioned in the study, this model does not represent the in vivo situation of an equine hoof and the variety of the examined horseshoe modifications and their effects remains limited. Moreover, kinetic examinations of the effects of various shoes were carried out by using a pressure

* Corresponding author at: Michael Hüppler, Institute of Veterinary Anatomy, Histology and Embryology, Faculty of Veterinary Medicine, Leipzig University, An den Tierkliniken 43, 04103 Leipzig, Germany.

E-mail address: michael-hueppler@web.de (M. Hüppler).

plate system [9]. In addition, other groups evaluated how different ground properties influence the kinetic effects of horseshoes and the impact on connected structures [10,11]. However, all kinetic data that have been gathered were restricted to the horseshoe and did not consider how the measured forces affect the hoof capsule itself. The pressure plate system or a 3D dynamometric horseshoe [10] limits the scope of examinations, whereas systems with sensor foils offer new possibilities for investigations [12,13]. Lange et al [12] and Perino et al [14] and Reilly et al [13] introduced and demonstrated in detail a mobile in-shoe measuring system, which enables the recording of vertical pressure forces and the migration of the center of force during footing.

The kinematic aspects of the footing affected by various horseshoes have been studied using high-speed cinematography to assess the way horseshoes alter the footing process regarding landing and placement of the hoof or changes in breakover [15,16].

Despite the advances of the last decade, there is still a lack of comprehensive data and their changes related to different horseshoes and different ground conditions. Therefore, the present study used an—to our knowledge—uniquely modified podoblock to simulate different ground conditions during the radiographic examinations. Furthermore, two pressure sensor foils were simultaneously attached to determine the vertical pressure forces generated between shoe and ground as well as the pressure affecting the hoof capsule itself.

The aim of this study was to examine how various modified horseshoes influence the phalangeal alignment, the pressure force distribution (between shoe and ground and the hoof capsule), and the footing pattern under practical conditions and on different types of ground in comparison with standard horseshoes and barefoot hooves.

The following hypotheses were tested in this study:

- (I) Using bar shoes leads to a steeper alignment of the distal phalanx, whereas the application of a wide toe shoe causes a planer position of hoof and distal phalanx.

- (II) Changing the alignment of the distal phalanx toward a steeper position causes a lowering of the middle and proximal phalanx, whereas a planer orientation of the distal phalanx has the opposite effect.
- (III) The modification of the loaded area of the shoe causes a changed pressure force distribution, which will also affect the weight bearing surface of the hoof capsule.
- (IV) Modified horseshoes that alter the dorsopalmar surface affect the individual footing pattern only marginally.
- (V) By changing the ground conditions, the biomechanical effects of the examined horseshoes can vary significantly.

2. Material and Methods

2.1. Horses

A total of 25 warmblood crossbred horses of one stable were available for this study. The animals were randomly divided into five groups (A, B, C, D, and E; $n = 5$). The groups were examined in five subsequent sessions over 4 months. All animals were kept and fed under similar conditions and were mostly used for riding lessons and pleasure riding for not more than 2 hours per day. After a clinical examination by two veterinarians and an evaluation by the executive farrier of this study, all horses were found to be clinically sound and showed no subjectively observable gait abnormalities. All horses were last trimmed 8 weeks before the examinations by the in-house farrier. In each group, the barefoot hoof, as well as a standard and two modified horseshoes were examined (Table 1). This article presents the data of the horses shod with horseshoes, which specifically modify the dorso-palmar surface of the shoe: eggbar, wide toe, open toe, and heartbar shoes (A, B, C, and E).

This study was approved as an animal experiment by the Ethics Committee of the Saxonian state authority (Landesdirektion Sachsen, Office Leipzig, Permit No: 15-102/12). Client-owned horses were included with informed consent.

Table 1
Examined horseshoes and specifics for the examined modifications.

Group	Standard Horseshoe ^a	Modified Horseshoe	Preparation
A ($n = 5$) (8.8 years, 4.10 ft)	22 × 8 mm, straight toe	Eggbar shoe	Welded-in bar ^b , extension under the bulbs, frog not weight bearing
B ($n = 5$) (9.1 years, 4.7 ft)	22 × 8 mm, rolled toe, toe clip	Wide toe shoe	Welded in part at the toe ^b , width 1/3 of the standard horseshoe toe, gradual reduction of the weight bearing area from toe to heels, grinded branches toward the ground (hoof contact surface > ground surface)
C ($n = 5$) (8.9 years, 4.11 ft)	22 × 8 mm, rolled toe, two side clips (first and second nail hole)	Open toe shoe	Turned around Standard horseshoe ^a 22 × 8 mm, removed side clips, grinded ends of the branches, grinded branch, no palmar extension, slight frog contact
E ($n = 5$) (9.8 years, 5 ft)	22 × 8 mm, rolled toe, reset shoe, two side clips (second and third nail hole)	Heartbar shoe	Welded-in bar ^b centered on the frog, covers 2/3–3/4 of the frog, frog weight bearing (no pad)

^a Werkman "Warrior," 22 × 8 mm, Werkman Horseshoe Factory, 9711 Groningen, the Netherlands.

^b Werkman OrthoKit, Werkman Horseshoe Factory, 9711Groningen, the Netherlands.

2.2. Shoeing

Before every session, all hooves were trimmed; thereafter, the horses of each group were shod with a standard horseshoe (Werkman “Warrior,” 22 × 8 mm, Werkman Horseshoe Factory, 9711 Groningen, the Netherlands) and corresponding modified shoes. Trimming, adjustment, and shoeing were always performed by the same experienced farrier. Trimming of all hooves—before every examination—was based on the toe-axis theory [17]: The dorsal hoof wall was aligned with the axis of the pastern and toe when viewed from the side and the front in the unshod state. All examined modified horseshoes are examples for clinically applied modifications, used frequently for the treatment of orthopedical disorders [17–19]. Properties and details of the examined horseshoes for each group are shown in Table 1 and Fig. 1. If possible (groups A, B, and E), the modifications were manufactured using the fitted standard horseshoe of the left forelimb and welding parts (Werkman OrthoKit, Werkman Horseshoe Factory, 9711Groningen, the Netherlands). Because of the specific technical requirements, the open toe shoe (group C) had to be prepared from a separate standard horseshoe.

2.3. Data Collection

Data were collected separately for the trimmed barefoot hoof, the standard horseshoe, and a corresponding modified horseshoe of the left forelimb for each horse of the group. All measurements were carried out immediately after each treatment, as the focus was on the evaluation of the direct short-term effects of the evaluated horseshoes. Although examining the shod left hoof, the right forelimb was shod with a standard shoe. Each situation underwent radiographic and kinetic examination.

The radiological examination was carried out with a portable x-ray unit (Gierth HF80 MLul, GierthX-Ray International, Riesa, Saxony, Germany) and a digital detector system (SCOPE-XXS 80 C Detector Canon CXDI-80C wireless, Canon Inc, Tokyo, Ohta-ku, Japan). For each horse, a 0° and 90° radiograph of the left toe was produced for each situation. The horses were standing in a straight body axis with both forelimbs positioned parallel and equal weight bearing at the same height (9 cm). By visual examination, the metacarpus of both forelimbs should be perpendicular to the ground. The whole radiographic examination followed a standardized protocol (60 kV, 0.2 mAs/s, focus-film

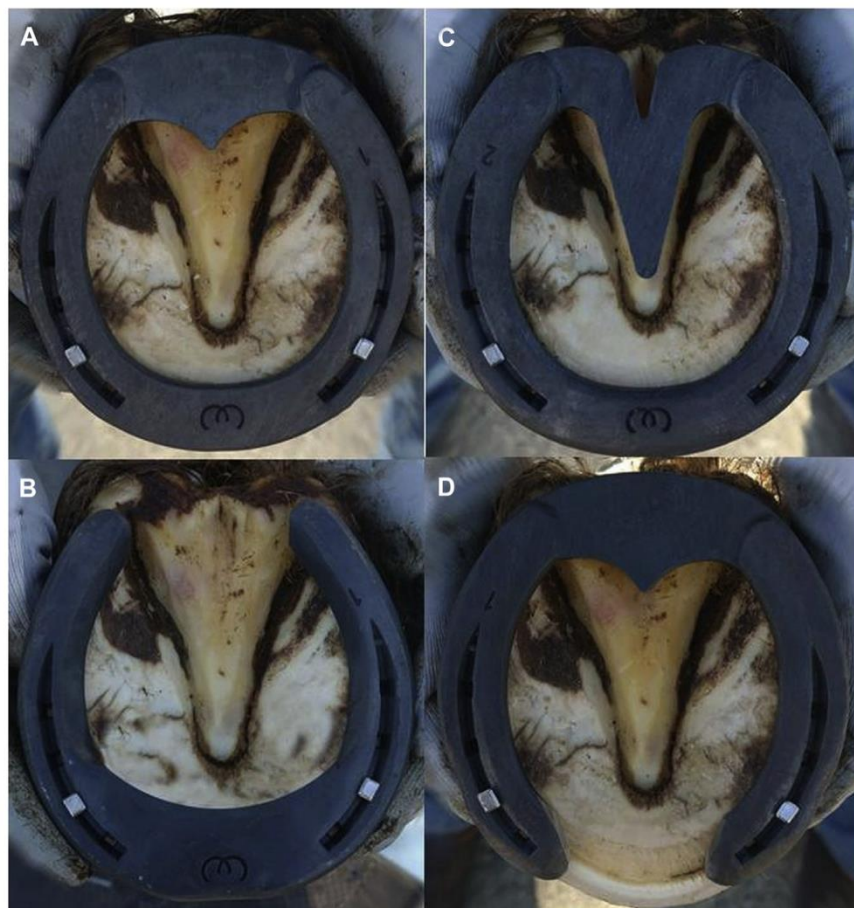


Fig. 1. Examples of the modified horseshoes examined in this study [(A) eggbar shoe; (B) heartbar shoe; (C) wide toe shoe; and (D) open toe shoe].

distance 75 cm) to ensure reproducible x-ray images for a quantitative radiographic measurement [1–3,6]. Initially, the hoof was permanently marked [20,21] after trimming, to center the x-ray beam always on the same point of the weight bearing margin. All produced images were directly controlled at the monitor to supervise the consistency of quality and projection. For subsequent analyses, the examined foot was placed on a podoblock (Metron Block, EponaTech LLC, Creston, CA) with embedded reference marks used for later calibration of the radiographs. Additionally, the podoblock (height 6 cm) was equipped with a rim enabling the addition of a 3-cm wooden block changeable with a penetrable pad (VetecEqui-Pak|Soft 180 cc, Vetec, Oxnard, CA; 2 cm + 1 cm sand) to examine the effects on different ground properties. To replace the wooden block with the penetrable pad, the examined limb had to be picked up; otherwise, the technical setup or the position of the horse was not altered. All horseshoes were fixed with only two nails (second nail hole) to avoid superposition of important structures of the distal phalanx for the subsequent analysis.

The kinetic examination was carried out by using a pressure measurement system (Hoof System, TekScan Inc, South Boston, MA) consisting of thin sensor foils (TekScan Modell#3200, TekScan Inc, South Boston, MA, sampling rate 240fps thickness 0.15 mm, 1 mm shim), two sensor cuffs fastened to a polo wrap medially and laterally of the cannon bone and a data logger attached behind the withers for a wireless transmission of the data to the laptop. To measure the vertical pressure forces between horseshoe and ground and the pressure affecting the hoof itself, the horses were equipped simultaneously with two sensors on the left forelimb. Sensor 1 was nailed between hoof and shoe, and sensor 2 was fixed with tape underneath the shoe. After 10 to 12 strides to adapt to the setup, examinations were started. Measurements were carried out consecutively on four 30-m long tracks of different materials (concrete, rubber mat, firm, and deep sand; located next to each other) for 10 seconds per track. Hence, the measurement cycle for one situation (barefoot, standard shoe, or modified shoe) was performed in approximately 2 minutes. The tracks were prepared before each run, and all horses were led at walk in a straight line, without lateral movement of the head.

2.4. Data Analysis

In the subsequent analysis, the data of the barefoot situation and standard horseshoes of the individual group ($n = 5$) were used as reference for the assessment of effects of the corresponding modified horseshoe. No examinations were carried out to compare horses and/or modified horseshoes between different groups. All parameters of interest during the data analysis are presented in Fig. 2.

The radiographs were analyzed with a computer program (MetronPXHoof version 6.04, EponaTech LLC, Creston, CA). Parameters of interest and their reference points are shown in (Fig. 2). The toe–support ratio (%) was determined in the 90° projection on firm ground. A perpendicular was dropped from the rotational center of the second phalanx (condyles) toward the ground dividing the sole into an

anterior region continuing toward the point of breakover (determined by the program as the “Toe”) and a posterior region continuing toward the end of the heels (determined by the program as the “Support”). Thereby the anterior region (“Toe”) is practically describing the distance the horse has to break over during the footing acting as a lever arm at the distal interphalangeal joint during this movement [12]. Measurements of the toe–support ratio could only be executed on firm ground as the superposition of the penetrable ground made it impossible to clearly define borders and edges of the horseshoe in all cases.

To evaluate the kinetic data of the pressure measurement system, six to seven regular strides (consistent, repeated footing pattern monitored with the Hoof Software, version 6.62, TekScan Inc, South Boston, MA) were averaged into one image and the parameters shown in Fig. 2 were analyzed. To assess in which region of the hoof the highest vertical pressure forces occur, the averaged images of all locomotion cycles of one measurement (10 seconds—six to seven strides) were divided into the toe, the middle of the hoof/quarters, and the heels (1/4:1/2:1/4 of the loaded area). To analyze the individual footing pattern, data obtained with sensor 2 were used. The parameters belonging to the individual footing pattern during the stance phase were also evaluated in the averaged images showing the migration of the center of force [12] during the stance phase (Fig. 2). The initial contact was defined as the moment the hoof had first contact with the ground which was determined by the first time pressure was measured by sensor 2. The movement from the initial contact toward the midstance phase defines the landing phase. The midstance phase was defined as the period when maximal vertical pressure forces affect the hoof, which is followed by the breakover phase starting with the lift-off of the heels until the last contact of the tip of the hoof. Thereby, the point of breakover in this study describes the point of time in which the tip of the hoof leaves the ground.

2.5. Statistical Analysis

Statistical calculations (SigmaPlot version 11, Systat Software GmbH, Erkrath, Germany) accessing descriptive data and significance were carried out by using the Mann–Whitney U test. Because of the small sample size and the deviation from the Gaussian distribution, a t -test and the Wilcoxon test cannot be recommended. Although a t -test might still be an option, the deviation from the Gaussian distribution will result in less power.

Because of the limited number of available horses, the test could only show tendencies in some cases where a higher number of animals might have shown a statistical significance of the difference in location. For this matter, a P value $< .05$ was considered significant and values $.1 > P \geq .05$ were considered tendencies.

3. Results

3.1. Radiographic Examination

The changes of the radiographic parameters caused by the modified horseshoe are shown in Table 2. Initially, the

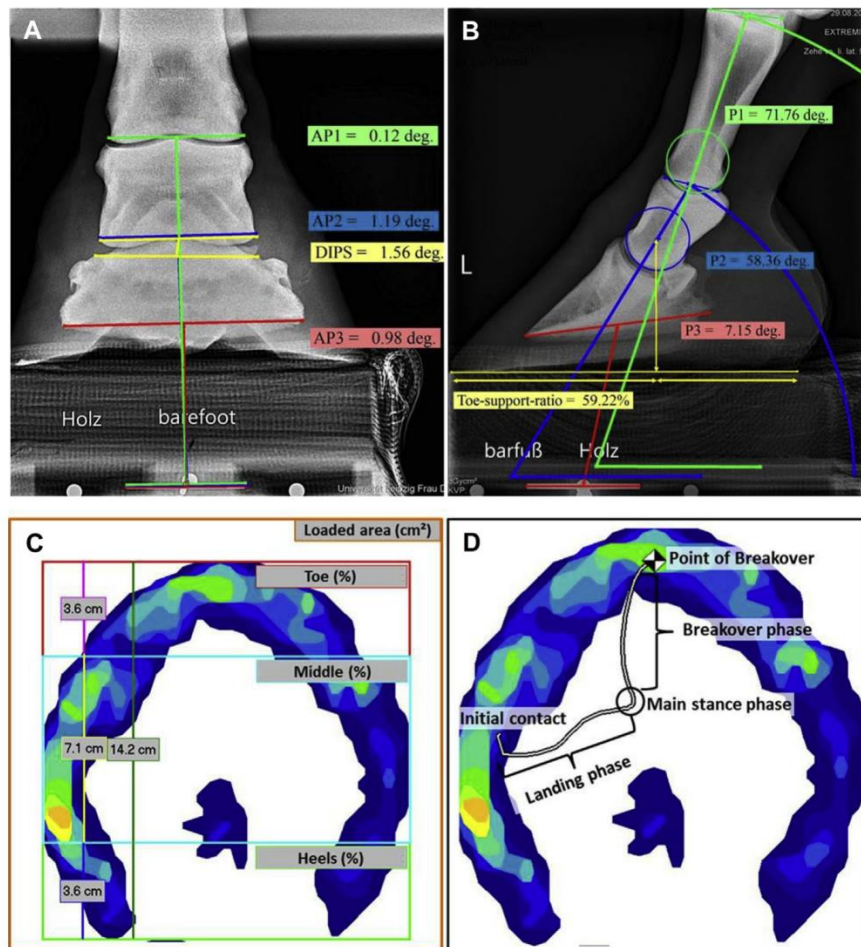


Fig. 2. Parameters of interest for the radiographic and kinetic examinations [(A) radiograph 0°, (B) radiograph 90°, (C) pressure force distribution in the averaged pressure force image, and (D) footing pattern]. AP1, angle between the first phalanx (condyles) and the ground (0°); AP2, angle between the second phalanx (condyles) and the ground (0°); AP3, angle between the solar margin of the distal phalanx and the ground (0°); DIPS, distal interphalangeal joint space symmetry; P1, angle between the first phalanx (condyles) and the ground (90°); P2, angle between the second phalanx (condyles) and the ground (90°); P3, angle between the solar margin of the distal phalanx and the ground (90°).

effects of the examined horseshoes on the dorsopalmar alignment of the phalanges (90° radiograph) are shown.

On penetrable ground (pad + sand), the tip of the hoof generally penetrated the ground. Hence, P3 increased compared to the radiographs taken on firm ground for the barefoot hooves and all horseshoes. However, compared with a standard horseshoe, this effect showed the tendency to be further increased by a heartbar ($2.71^\circ \pm 0.8^\circ$, $P = .09$) and open toe shoe ($3.95^\circ \pm 1.51^\circ$, $P = .06$). A comparison of P3 on concrete (no penetration) and deep sand (full penetration) shows that the angle of the distal phalanx becomes significantly steeper with a heartbar ($P = .04$) or an open toe shoe ($P = .03$), whereas with an eggbar shoe, the effect was still visible but not significant ($P = .14$).

In contrast, a wide toe shoe significantly reduced P3 ($6.31^\circ \pm 0.53^\circ$) compared with a standard horseshoe ($7.28^\circ \pm 0.39^\circ$) on penetrable ground ($P = .02$). However, no significant differences between the palmar angle on firm and penetrable ground occurred when using a wide toe shoe ($P = .6$).

Considering the mediolateral orientation of the distal phalanx (AP3) on firm ground, the data showed that much like P3 no significant changes occurred when comparing the standard horseshoes and barefoot hooves with the corresponding modified horseshoe. Penetrable surfaces allowed—in relation to the build of the horse—the highly loaded regions of the hoof to sink in and therefore resulted in a difference in AP3 compared with the observations on firm ground (Table 2).

In both the 0° and the 90° projection, the orientation of the middle and proximal phalanx as well as the distal interphalangeal joint space symmetry showed no constant data with regard to the different modified horseshoes and types of ground (Table 3), whereas clear individual variations were observable.

In general, the application of a standard horseshoe with a rolled toe (groups B, C, and E) decreased the anterior lever arm significantly in comparison with the barefoot situation ($P_B = .04$, $P_C = .04$, and $P_E = .02$).

Table 2

Results of the radiographic examinations of the specific modified horse-shoes calculated as differences in relation to the values of the barefoot hooves and standard horseshoes on firm and penetrable ground (n = 5 per shoe/hoof, left forelimb).

Shoe	Difference to Barefoot		Difference to Standard	
	Firm	Penetrable	Firm	Penetrable
Eggbar shoe				
AP3 (°)	0.1 ± 0.2	−0.2 ± 0.8	0 ± 0.2	0.7 ± 1.5
AP2 (°)	−0.2 ± 0.7	0.8 ± 1.2	−0.2 ± 1.1	0.3 ± 1.0
AP1 (°)	0 ± 1.6	1.0 ± 1.2	0.2 ± 1.5	0 ± 0.7
DIPS (°)	−0.9 ± 0.7	0.2 ± 1.3	−0.8 ± 0.4	−0.6 ± 0.8
P3 (°)	0.3 ± 0.5	1.7 ± 0.9	0.3 ± 0.5	1.2 ± 0.9
P2 (°)	1.5 ± 0.9	−1.4 ± 3.0	0.6 ± 3.3	−1.0 ± 4.2
P1 (°)	0.5 ± 1.5	−3.3 ± 3.3	0.1 ± 4.6	−2.5 ± 5.1
Toe/support ratio (%)	7.3 ± 1.9		4.3 ± 1.3	
Open toe shoe				
AP3 (°)	−0.1 ± 0.1	0.3 ± 0.5	−0.1 ± 0.1	0.6 ± 1.1
AP2 (°)	−0.8 ± 0.9	−2.3 ± 3.0	0.3 ± 1.1	0.2 ± 0.8
AP1 (°)	−1.3 ± 1.8	−2.6 ± 1.7	−1.0 ± 1.6	−1.4 ± 0.5
DIPS (°)	−0.6 ± 0.9	−1.5 ± 1.6	−0.1 ± 0.4	−0.4 ± 0.5
P3 (°)	−0.1 ± 0.1	2.2 ± 1.0	0.2 ± 0.2	2.9 ± 1.4
P2 (°)	0.8 ± 3.4	0.7 ± 4.4	2.1 ± 4.8	2.3 ± 4.3
P1 (°)	1.2 ± 5.7	−2.4 ± 7.2	1.8 ± 4.8	−0.1 ± 4.2
Toe/support ratio (%)	−12.9 ± 2.8		−10.4 ± 2.6	
Heartbar shoe				
AP3 (°)	0 ± 0.1	0.6 ± 0.8	0 ± 0	0.9 ± 0.5
AP2 (°)	−0.4 ± 1.2	−0.1 ± 0.9	0.3 ± 0.6	−0.2 ± 0.6
AP1 (°)	0.7 ± 1.3	−0.1 ± 0.6	0.6 ± 1.1	−0.2 ± 1.2
DIPS (°)	0.1 ± 0.6	−0.3 ± 1.1	−0.2 ± 0.6	0.7 ± 0.7
P3 (°)	0 ± 0.2	1.0 ± 0.8	−0.1 ± 0.2	1.4 ± 0.9
P2 (°)	−2.0 ± 2.3	−1.8 ± 1.6	0 ± 2.3	0.3 ± 3.6
P1 (°)	−1.3 ± 2.3	−4.3 ± 4.2	−0.5 ± 2.5	−0.2 ± 6.2
Toe/support ratio (%)	−5.2 ± 0.8		−0.6 ± 0.4	
Wide toe shoe				
AP3 (°)	0 ± 0.1	0.2 ± 0.6	0.1 ± 0.1	−0.1 ± 0.3
AP2 (°)	−0.4 ± 2.6	−0.8 ± 1.9	−0.6 ± 2.4	−1.1 ± 2.1
AP1 (°)	−0.6 ± 2.8	−1.1 ± 1.1	−1.3 ± 3.0	−1.2 ± 1.6
DIPS (°)	−0.3 ± 1.0	−0.7 ± 0.7	−0.6 ± 1.0	−0.7 ± 1.0
P3 (°)	0.1 ± 0.2	−0.9 ± 1.1	0.1 ± 0.1	−1 ± 0.6
P2 (°)	−2.0 ± 5.2	1.3 ± 3.8	−1.8 ± 8.1	0.9 ± 2.9
P1 (°)	−1.4 ± 4.4	2.3 ± 5.8	−2.4 ± 6.8	−1.8 ± 2.9
Toe/support ratio (%)	−0.8 ± 1.3		0.8 ± 0.7	

Abbreviations: AP1, angle between the first phalanx (condyles) and the ground (0°); AP2, angle between the second phalanx (condyles) and the ground (0°); AP3, angle between the solear margin of the distal phalanx and the ground (0°); DIPS, distal interphalangeal joint space symmetry; P1, angle between the first phalanx (condyles) and the ground (90°); P2, angle between the second phalanx (condyles) and the ground (90°); P3, angle between the solear margin of the distal phalanx and the ground (90°); SD, standard deviation.

Mean values of the examined parameters ± SD.

Considering the examined modified horseshoes, the open toe shoe affected the toe–support ratio significantly by minimizing the anterior lever arm ($10.35\% \pm 2.61\%$; $P = .02$), whereas the eggbar shoe used for this study increased the supporting surface by $4.29\% \pm 1.33\%$.

3.2. Kinetic Data

The size of the available weight bearing surface had a major influence on the pressure force distribution (Table 4).

Table 3

Example for the measured angles of the phalanges after the application of a standard and a heartbar shoe in each horse of group E in a single measurement.

	Firm Ground		Penetrable Ground	
	Standard	Heartbar	Standard	Heartbar
Angle of the third phalanx (P3) 90°				
Horse 1	3.4	3.5	4.4	5.1
Horse 2	1.4	1.4	4.7	5.2
Horse 3	4.7	4.5	5.7	6.9
Horse 4	4.3	4.2	4.6	6.8
Horse 5	5.9	5.6	6.3	8.7
Angle of the second phalanx (P2) 90°				
Horse 1	64.9	62.5	67.4	65.3
Horse 2	57.6	57.3	57.5	57.4
Horse 3	54.8	58.7	56.5	58.3
Horse 4	58.7	57.7	54.4	59.8
Horse 5	59.2	58.8	60.4	56.6
Angle of the first phalanx (P1) 90°				
Horse 1	71.8	69.8	78.2	73.7
Horse 2	62.9	66.2	64.5	68.1
Horse 3	60.3	62.4	61.8	66.1
Horse 4	65.3	64.3	62.0	66.6
Horse 5	66.8	64.7	66.2	57.4

Abbreviations: P1, angle between the first phalanx (condyles) and the ground (90°); P2, angle between the second phalanx (condyles) and the ground (90°); P3, angle between the solear margin of the distal phalanx and the ground (90°).

The eggbar shoe compared with a standard horseshoe showed a tendency to increase the weight bearing surface of the shoe on each ground ($P = .09$), whereas the loaded area of the hoof showed a significant increase only on deep sand ($P = .02$).

The reduction of the weight bearing surface between shoe and ground of the wide toe shoe was significant on all grounds except on deep sand ($P = .84$).

The differences in the pressure force distribution are shown in Fig. 3; occurring pressure peaks are described separately.

On firm ground, the eggbar shoe reduced pressure peaks beneath the toe compared with a standard horseshoe. On hard sand, the eggbar shoe showed a tendency to increase the pressure beneath the bar ($6.14\% \pm 4.56\%$, $P = .09$).

The data for the heartbar shoe showed that except for a significant enhancement of the pressure load beneath the branches on firm sand ($4.02\% \pm 3.17\%$, $P = .05$), none of the examined parameters was significantly altered compared with a standard horseshoe on the different grounds.

Only slight changes were observable in the pressure force distribution affecting the hoof capsule. However, the heartbar shoe caused an equal load on the frog on all types of ground (Fig. 4). In general, independent of the percental pressure force distribution, distinct pressure peaks beneath the toe and the heels of the hoof were observable in horses shod with eggbar and heartbar shoes.

The open toe shoe caused a significant relief of the toe ($19.57\% \pm 6.65\%$, $P = .02$), whereas the branches were significantly more loaded on firm ground, by up to $30.82\% \pm 0.91\%$ ($P = .02$) compared with a standard horseshoe. Beneath the saved bar, the pressure decreased on each ground except on deep sand where almost no changes occurred ($P = .88$). Distinct pressure peaks were observable

Table 4Size of the loaded area in cm² (n = 5 per shoe; left forelimb).

Group A				P value ^a
Barefoot	Standard	Eggbar		
Between horseshoe and ground				
Concrete	71.0 ± 8.5	77.6 ± 12.8		.09
Rubber	73.7 ± 9.4	84.4 ± 13.4		.09
Hard sand	84.2 ± 13.3	101.3 ± 12.1		.09
Deep sand	158.9 ± 17.7	159.7 ± 21.9		1.0
Between horseshoe and hoof				
Concrete	72.4 ± 9.8	47.0 ± 3.0	49.9 ± 3.8	.12
Rubber	75.7 ± 11.1	46.5 ± 4.3	50.0 ± 1.6	.12
Hard sand	97.1 ± 21.8	47.5 ± 4.2	51.7 ± 4.1	.21
Deep sand	160.2 ± 15.6	76.3 ± 16.2	58.7 ± 5.9	.02
Group B				P value ^a
Barefoot	Standard	Wide Toe		
Between horseshoe and ground				
Concrete	62.6 ± 8.8	60.2 ± 13.9		.06
Rubber	68.5 ± 10.2	63.2 ± 14.6		.02
Hard sand	77.3 ± 18.4	68.3 ± 16.7		.04
Deep sand	145.3 ± 41.9	136.2 ± 65.1		.84
Between horseshoe and hoof				
Concrete	65.6 ± 15.9	42.0 ± 10.0	47.4 ± 6.3	.21
Rubber	71.7 ± 15.8	42.9 ± 10.6	49.4 ± 7.1	.21
Hard sand	85.7 ± 22.5	44.6 ± 11.9	51.5 ± 8.1	.4
Deep sand	154.5 ± 51.9	65.2 ± 24.6	85.9 ± 23.8	.4
Group C				P value ^a
Barefoot	Standard	Open Toe		
Between horseshoe and ground				
Concrete	69.5 ± 11.8	62.1 ± 13.0		.39
Rubber	72.2 ± 9.6	64.9 ± 12.2		.46
Hard sand	86.1 ± 15.8	91.7 ± 17.4		.54
Deep sand	132.9 ± 38.9	134.8 ± 23.2		.88
Between horseshoe and hoof				
Concrete	66.3 ± 14.4	45.1 ± 5.9	45.9 ± 5.7	1
Rubber	71.0 ± 12.4	45.3 ± 5.1	46.1 ± 5.5	.9
Hard sand	98.5 ± 17.2	45.9 ± 5.2	51.6 ± 8.1	.27
Deep sand	128.9 ± 26.7	57.4 ± 8.9	68.4 ± 7.6	.11
Group E				P value ^a
Barefoot	Standard	Heartbar		
Between horseshoe and ground				
Concrete	71.4 ± 6.3	83.5 ± 10.1		.92
Rubber	79.0 ± 7.7	94.4 ± 7.8		1
Hard sand	90.5 ± 7.6	107.6 ± 10.9		.84
Deep sand	156.9 ± 21.3	161.8 ± 18.3		.84
Between horseshoe and hoof				
Concrete	82.2 ± 17.4	49.3 ± 3.8	55.2 ± 7.6	.46
Rubber	85.6 ± 17.7	49.4 ± 4.7	55.7 ± 7.6	.53
Hard sand	93.8 ± 15.9	50.6 ± 4.4	55.6 ± 7.9	.29
Deep sand	162.9 ± 13.4	62.7 ± 10.1	56.12 ± 8.1	.14

^a P values comparing standard horseshoes and modifications (considered significant if $P < .05$).

at the ends of the branches. Accordingly, on firm ground, the hoof capsule showed a tendency to relieve the toe by about 3.5% ± 4.29% ($P = .06$), whereas the pressure peaks beneath the ends of the branches were transmitted directly to the corresponding hoof regions and the heels showed distinct pressure peaks in comparison with the use of a standard horseshoe.

The softer the ground, the more the pressure increased beneath the broadened toe of a wide toe shoe. On deep sand, the pressure beneath the toe was about 6.14% ± 3.36% higher compared with firm ground ($P = .02$), whereas the load on the branches decreased (17.62% ± 10.98%, $P = .01$).

Furthermore, the forces underneath the modified toe were distributed more evenly. The thin contact surface of the branches, especially at their ends, caused distinct pressure peaks.

The earlier described increase of the load on the toe was directly transmitted to the corresponding part of the hoof capsule on each ground ($P_{\text{concrete, rubber, hard sand}} = .06$, $P_{\text{deep sand}} = .04$) and created slight pressure peaks on penetrable ground. A reduction of the pressure affecting the heels was observable on every ground. However, especially on concrete distinct pressure peaks became observable due to the reduction of the loaded area ($P = .06$). On deep sand, the tendency was clearest (9.62% ± 6.13%, $P = .06$), as the narrow branches penetrated the ground easily and the added weight bearing surface reduced pressure peaks beneath the heels.

3.3. Footing Pattern

With the exception of the open toe shoe, all demonstrated modified horseshoes altering the dorsopalmar surface showed no differences in the footing pattern including the evaluation of the initial contact, migration of the center of force and the breakover.

The open toe shoe moved the point of breakover back toward the end of the branches and, depending on the individual footing pattern of each horse, the lateral or medial roll over became enhanced by the grinded branches. Some horses also showed a tipping over from the branches toward the tip of the toe during footing.

On penetrable ground, all horses shod with standard and modified horseshoes showed a straighter and more even footing.

4. Discussion

4.1. Methods and Study Design

The study was designed as a comparative study with the intention to gather fundamental data on a variety of therapeutically used modified horseshoes under field conditions with regard to different grounds. Because of the limited number of available horses, the wide scale measuring effort, and the rapid wearout of the sensor foils, it was not possible to extend this study further and compare the effects of different shoes on the outcome parameters in a more statistically robust manner. However, in this study, statistical analysis for the available number of animals was carried out to support the conclusions presented in this article. Because of the limited number of animals in each group, tendencies were reported as well as statistical significance. However, the number of available animals compared with other studies in this specific research field [22–28] was not lower.

Furthermore, the fact that only the left forelimb was manipulated with modified horseshoes, whereas the right hoof was shod with a standard horseshoe might limit the validity of the executed kinetic examinations. It has been found that the application of horseshoes and horseshoe modifications can alter the certain aspects of the equine gait, such as stride length and break over [16,29,30].

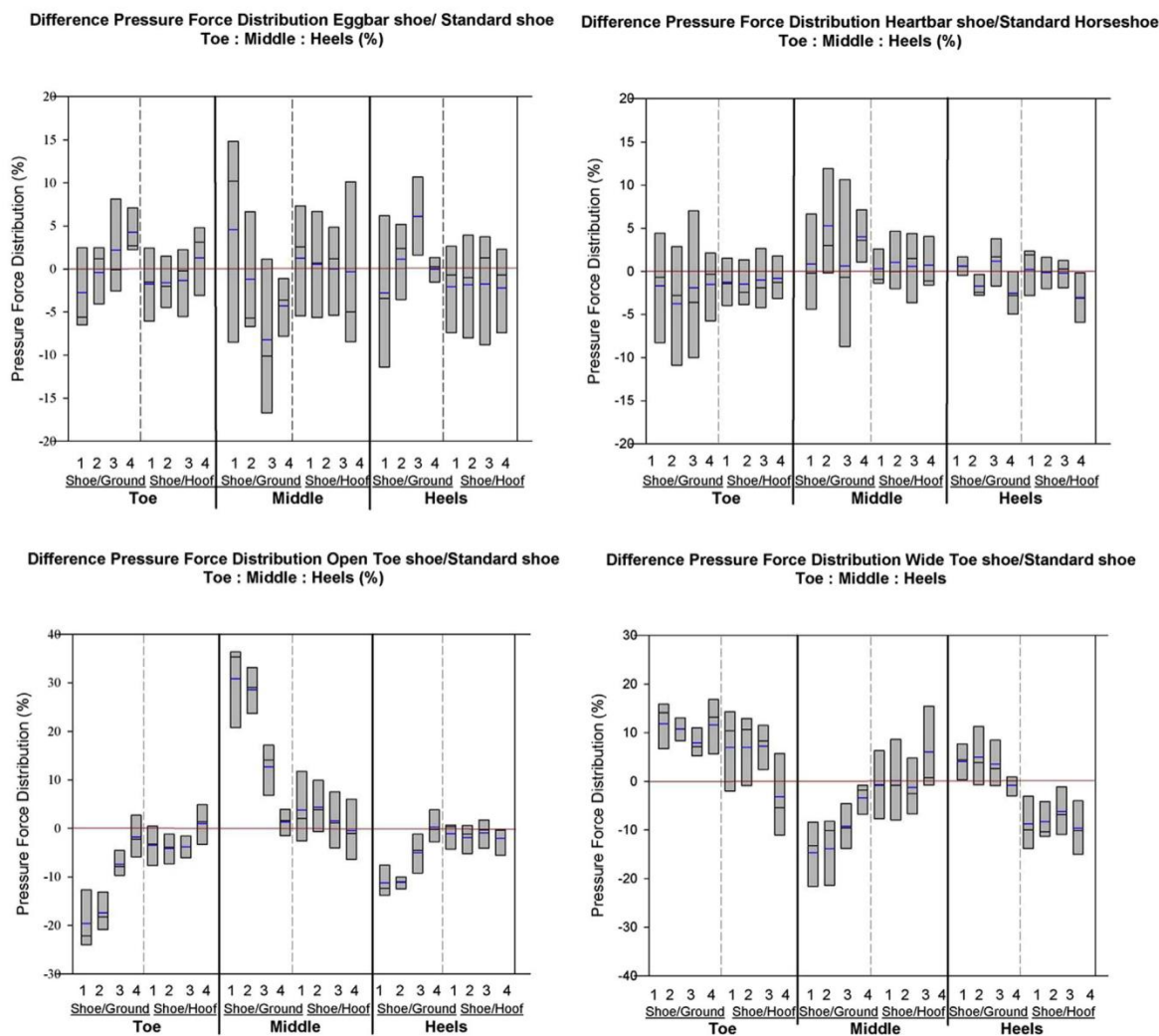


Fig. 3. Differences in pressure force distribution for all examined modifications in relation to a standard horseshoe on all four types of ground (1: concrete, 2: rubber, 3: hard sand, 4: deep sand) between shoe/ground and between shoe/hoof ($n = 5$)—mean line.

However, the fact that the recorded footing pattern of the modified horseshoes only slightly differed from the bare-foot hooves and the standard horseshoes suggests that the effects during the examined midstance phase of the stride were negligible. These slight changes might result from minor asymmetrical compensatory mechanisms but might also be explained by slight differences in the positioning of the sensors. Additionally, the most frequent examined kinematic parameters that are described to be affected by horseshoes and horseshoe modifications such as displacement, velocity, linear acceleration, angle of rotation, angular velocity, and angular acceleration [31] were not in the center of attention for this study.

Nevertheless, a novel and standardized setup combining established examination techniques was used. By using the modified podoblock and two simultaneously operating pressure sensors on one hoof, both the alignment of the distal toe bones and the interacting vertical

pressure forces as well as their influence on the biomechanics and functionality of the distal limb could be examined.

Therefore, a standardized examination protocol according to the findings of other authors [20,21] and a software, which was evaluated as an objective measuring device for the relevant parameters predefined by the software, were used. Moreover, the modified podoblock—firm and penetrable surface—ensured standardized, plane, and homogenic ground conditions of two different types of ground, which could be effortlessly changed without moving the horse or altering the measuring setup. Still, the penetrable pad cannot represent typically used box or arena beddings. Nevertheless, it creates a penetrable ground, allowing a sink in of different regions of the hoof with standardized conditions. In general, it has to be considered that radiographs show a two-dimensional snapshot of a three-dimensional

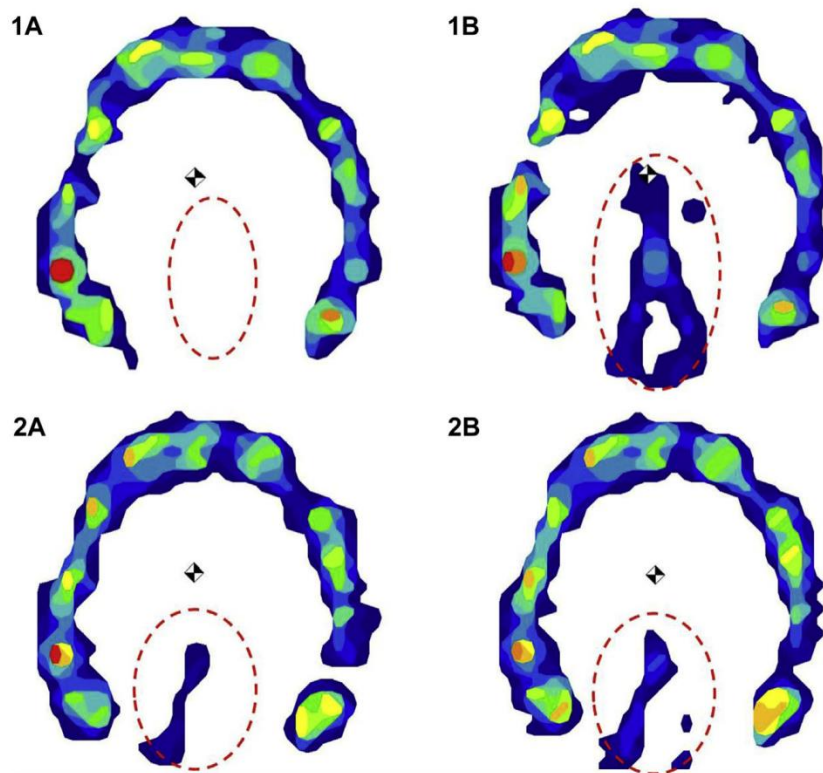


Fig. 4. An example of vertical pressure forces affecting the frog; 1: standard horseshoe between hoof and shoe (A: concrete, B: deep sand) and 2: heartbar shoe between hoof and shoe (A: concrete, B: deep sand).

construction. Superposition, irregular bone shapes, and—independent of the use of a standardized measuring protocol—occurring measurement errors cause unavoidable inaccuracy [11,32]. In particular, the evaluation of the alignment of the proximal phalanges is affected. Because a radiograph only shows a static situation, it is hard to assess the relevance of the radiographs in terms of positioning and loading the limb in a standing horse compared with the situation in the midstance phase of a moving horse.

The used pressure measurement system was evaluated as a useful device to examine the vertical pressure force distribution and the footing pattern [12]. It provides a mobile use for ambulatory examinations, a practical operability, a quick attachment on the horse, and direct control of the measurement's quality. This pressure measurement system shows a 3.6% higher coefficient of variation than a force platform [14]. Still, the described averages in comparison with a force plate system justify the use of this measurement system in this study. Especially, the properties of the two simultaneously applied pressure measurement sensors (thinness 0.015 mm, adaptable to the hoof shape, lightweight, wireless data transmission) allowed the examination of the vertical force distribution with almost no alteration of the physiological movement of the horse [12]. Moreover, the averaged time the sensors can be used without losing too much sensitivity or function in walk and trot were stated with 60 minutes [12]. For this study, sensors were not used longer than 8 to 10 minutes total to

gather all essential data and a separate set of sensors was used for each horse, ensuring a sufficient sensitivity throughout the whole measurement. The loss of sensitivity due to piercing by nails was examined in a preliminary experiment and found to have no significant influence on the data output of the sensors.

In general, different ground properties influence the kinetic effects interacting with the locomotor system [33] demonstrated that track properties—especially the moisture content—influence the energy returned by the track, the impact resistance, and the forces exerted by the horse. These effects, however, seem to be particularly relevant while trotting or galloping. Because of the fact that for all kinetic measurements, the horses in this study were led at the most comfortable speed on exactly the same tracks (located indoor, under similar weather conditions), the effects demonstrated by [33] were not considered to influence the presented findings significantly. However, the effects and results may differ when performing the examinations on different grounds than described in the present study.

4.2. Radiographic Examination

It becomes obvious that all modified horseshoes affecting the dorsopalmar surface reveal their maximum effects on penetrable ground, which enables various parts of the hoof to sink in.

Support of different parts of the hoof reduces the sinking in of the supported regions [17]. The change of the palmar angle and therefore the strains affecting structures connected to the coffin bone (deep digital flexor tendon [DDFT], podotrochlear, short ligaments) can be calculated easily [11,28]. Consequently, modified horseshoes that increase the palmar surface (eggbar, heartbar, and open toe shoes) cause a steeper P3 due to the enhanced sinking in of the toe, whereas the penetration of the heels is reduced, which leads to a relief of structures of the palmar hoof region. A wide toe shoe causes the opposite effect. Nevertheless, in the present study on penetrable ground, the wide toe shoe did not decrease P3 any further than on firm ground, suggesting a constant alignment of the distal phalanx on each ground examined.

Other groups [34,35] found that changing P3 influences the orientation of the middle and proximal phalanx and the strain affecting the connected structures. For example, a steeper P3 leads to a lowering of the middle and proximal phalanges and an increased hyperextension in the fetlock joint. In contrast, a planer angle of the distal phalanx causes an erection of these bones with a reduced hyperextension of the fetlock joint. After this principle, a steeper P3 relieves the DDFT and the podotrochlear but increases the load on the suspensory apparatus. In contrast, the DDFT and the podotrochlear region experience more stress if P3 decreases, whereas the suspensory apparatus is affected by less strain [24,34,35]. However, the data gathered in this study on the orientation of the first and second phalanx according to P3 did not provide enough evidence to prove this suggestion. The authors believe that the individual conformation, load of the limb, ground properties, and the type of modified horseshoe further influence the phalangeal alignment. The slight changes of the bone alignment described by other authors [24] could not be isolated from additional influences. Further investigations focused on these parameters with a statistically relevant number of animals are necessary to create a valid statement for the described effects under practically relevant conditions, including movement in faster gaits.

Moreover, the biomechanical relevance of the demonstrated minor effect of the dorsopalmar modified horseshoes on the mediolateral alignment of the hoof is still difficult to assess.

A functionally very important parameter is the toe-support ratio, which describes the anterior lever arm as the distance the horse has to break over and the size of the supporting area, simultaneously acting as a posterior lever arm during locomotion [29]. The breakover distance can be influenced in different ways by modifying a horseshoe. One option is to modify the design of the toe (rockered) or the position of the shoe (reset shoe, open toe shoe) [16,24]. The other possibility is to change the alignment of the hoof [24]. A steeper orientation of the hoof capsule as created by the eggbar, heartbar, and open toe shoes on penetrable ground will act as a reduced anterior lever arm compared with the situation on hard ground, and the initial position of the hoof is advantageous because the DDFT has to apply less tensile force [8,24,34]. Other studies describe that decreasing the distance of breakover, as shown by the open toe shoe, decreases the static strain of the DDFT during

breakover [7]. Nevertheless, other research groups were not able to find any significant differences in the breakover time using shoes with various different toe designs (plain, rockered, rolled, squared) [16,33]. Only the smoothness of breakover was increased by a rolled toe, due to a less abrupt breakover process. However, the functional expectation that a shorter anterior lever arm facilitates the rollover and reduces strain on the DDFT and the podotrochlear region during breakover [24,36] is difficult to prove. Nevertheless, the reduction of breakover distance is often and successfully used in the field.

By adding a bar which exceeds the hoof shape, the palmar lever arm is increased and—depending on the length of this bar—horses with a physiological heel or plane footing will most likely show an enhanced heel landing. This will increase the strain on the superficial digital flexor tendon and DDFT during landing. In the subsequent midstance phase, the elongated palmar lever arm might aid the ligaments and tendons of the distal limb through its increased supporting area. It has to be taken into account that the extended bar increases the risk of losing the forelimb's shoe due to reaching into the front shoe by the hind limb.

Regarding to our hypotheses, it could be postulated that indeed the bar shoes such as the examined eggbar, heartbar, and open toe shoe lead to a calculable alteration of P3.

Contrary, the associated effect on the alignment of the middle and proximal phalanx stated by other groups did not prove reliable for any of the examined modified horseshoes. However, additional future studies will have to further focus on this aspect.

The influence on the load of the connected structures when applying a modified horseshoe is hard to assess.

4.3. Kinetic Data

It can be assumed that, in general, alteration of the weight bearing surface will change the pressure force distribution. An increase in the available weight bearing surface results in a more even load distribution, whereas less available area will create pressure peaks in the corresponding regions.

The eggbar and heartbar shoes increase the loaded area according to their welded-in bar, causing a more even distribution of pressure. If the supporting surface is added inside the hoof shape (heartbar shoe), the loaded area and thereby the force distribution can be altered without influence on the lever arms.

The technical realizations of both modified horseshoes can differ [37]; thereby the effect on the pressure force distribution can be altered significantly. The most important aspect is the integration of the frog in the load bearing [37]. Farriers distinguish three different technical realizations of bar shoes by changing the level of the bar or adding cushions and pads: positive (heels relieved), neutral (heels and frog evenly loaded), and a negative (heels solely) load of the frog. In line with the findings of earlier studies [9,13], both modified horseshoes show a behavior similar to heel wedges on penetrable ground, with pressure peaks located under the toe and especially the heel region, which is most likely caused by a restriction of the lateral

movement of the heels predefined by the hoof mechanism. Therefore, long-term application may lead to heel crushing. In contrast, an increased load at the frog to relieve the heels or to distribute the pressure more evenly in the palmar region may compromise the sensitive navicular region especially if hidden pathologies exist. Using provocation tests before shoeing to assess how much load an individual horse can tolerate on the frog can help to adjust a comfortable shoe. Furthermore, the size of the bar covering the frog can be varied [37]. However, maintaining constant pressure on all examined grounds with a heartbar shoe is an important aspect when treating horses with palmar hoof pain.

On firm ground, the open toe shoe significantly relieves the dorsal hoof wall but creates high pressure values under the ends of the branches. This could lead to pain in these areas and intolerance of the shoe in horses with thin and sensitive soles. In addition, because of the lack of support underneath the dorsal wall combined with the visible pressure peaks, in cases of severe laminitis with a descended and rotated distal phalanx, this could cause severe pain or even penetration of the coffin bone's tip. A thorough grinding of the ends of the branches and the use of packing could reduce the occurrence of pressure peaks. Furthermore, by altering the bar, the frog can be added to the weight bearing surface, creating a more even pressure load.

The wide toe shoe increases the supporting surface underneath the toe, which distributes the load more evenly. Still, the stress on the hoof capsule increases and shows pressure peaks in relation to the narrowed down branches. On penetrable ground, the load on the toe increases because—as this region is prevented from sinking in by the additional support—ground reaction forces increase. Overall, the wide toe shoe shows a significant alteration of the pressure force distribution, which should be kept in mind when using this modification for long-term treatment. A creation of a sole relief at the supporting wide toe of the shoe may reduce the described pressure peaks at the sole.

The modification of the weight bearing surface of the shoe had a great impact on the pressure force distribution, which subsequently also affected the hoof capsule and its enclosed structures.

Modifying the dorsopalmar surface of a horseshoe showed no significant influence on the individual footing pattern of the examined horses. Only the slight enhancement of individual tendencies could be observed after the employment of an open toe shoe.

Moreover, the study clearly shows the influence of the ground properties on the biomechanical effects of various shoe modifications [10,36]. Therefore, the accessible ground conditions during the recovery period and the overall management of an orthopedic patient should be closely communicated between owner, farrier, and veterinarian.

4.4. Footing Pattern

In contrast to previous studies [9,37]; [29], all horses were examined directly after shoeing with no time to adapt to the specific modified horseshoe. This should show

immediate changes in the individual footing pattern caused by the horseshoe modifications, rather than an adapted pattern which would perhaps resemble the normal status. Nevertheless, except for the open toe shoe, none of the examined modified horseshoes showed significant changes in the individual footing.

The open toe shoe enhances the individual tendency to breakover over either the medial or lateral branch. To create a smooth breakover from the shoe to the tip of the hoof, grinding the ends of the branches is advisable.

Penetrable ground will create a planer, more even footing pattern regardless of the modified horseshoe.

5. Conclusion

In conclusion, the data gathered in this study show that various parameters need to be considered to achieve optimal results from corrective shoeing. During therapeutical treatment, primarily the relief of injured tendons or ligaments through changes in the bone alignment or breakover is considered as the most important aspect [11,24]. In many cases, the influence of the shoe on the pressure affecting the hoof capsule or side effects on lever arms and footing were not taken into account. It is crucial to keep in mind that relieving certain structures of the distal equine limb immediately causes more stress on the antagonistic structures and may lead to subsequent pathologies. The described unintended side effects and the individual duration the horses can tolerate them may indicate a temporary limit for the application of an orthopedic horseshoe.

Acknowledgments

The authors especially thank Prof Dr Christoph Mülling, Werkman Horseshoe Factory, Christel Werkman, Hero Werkman, Dr Dirk Wilken, Dr Charlotte von Zadow, Elizabeth Kelly, Palomino Stud Farm Kappe (Neustadt/Orla, Germany) for their assistance and technical input. F.H. as executive farrier for this study was irreplaceable and had no financial interest of any kind concerning the present study. Werkman Horseshoes Factory, Groningen, the Netherlands, offered financial support and the materials to conduct this study. F.H. participated as executive farrier in the data collection portion of this study.

References

- [1] Cauldron I, Grulke S, Farnir F, Aupaix B, SerTEYN D. Radiographic assessment of equine interphalangeal joints asymmetry: articular impact of asymmetric bearings (part II). *J Vet Med Ser A* 1998;45: 327–35.
- [2] Cauldron I, Grulke S, Farnir F, Aupaix B, SerTEYN D. Radiographic assessment of equine interphalangeal joints asymmetry: articular impact of phalangeal rotations (part I). *Zentralbl Veterinärmed A* 1998;45:319–25.
- [3] Cauldron I, Miesen M, Grulke S, Vanschepeael P, Leroy P, SerTEYN D. Radiological assessment of the effects of a full rolling motion shoe during asymmetrical bearing. *Equine Vet J Suppl* 1997;20–2. <http://dx.doi.org/10.1111/j.2042-3306.1997.tb05045.x>.
- [4] Cripps PJ, Eustace RA. Radiological measurements from the feet of normal horses with relevance to laminitis. *Equine Vet J* 1999;31: 427–32.
- [5] Dyson SJ, Tranquille CA, Collins SN, Parkin TD, Murray RC. An investigation of the relationships between angles and shapes

- of the hoof capsule and the distal phalanx. *Equine Vet J* 2011;43:295–301.
- [6] Kummer M, Geyer H, Imboden I, Auer JA, Lischer CJ. The effect of hoof trimming on radiographic measurements of the front feet of normal Warmblood horses. *Vet J* 2006;172:58–66.
 - [7] Page BT. Evaluating the position of the coffin bone relative to the hoof capsule. *J Equine Vet Sci* 2001;21:247.
 - [8] Hinterhofer C, Stanek C, Haider H. The effect of flat horseshoes, raised heels and lowered heels on the biomechanics of the equine hoof assessed by finite element analysis (FEA). *J Vet Med Ser A* 2000;47:73–82.
 - [9] Rogers CW, Back W. The effect of plain, eggbar and 6 degrees-wedge shoes on the distribution of pressure under the hoof of horses at the walk. *N Z Vet J* 2007;55:120–4.
 - [10] Crevier-Denoix N, Ravary-Plumioën B, Vergari C, Camus M, Holden-Douilly L, Falala S, Jerbi H, Desquilbet L, Chateau H, Denoix J-M, Pourcelot P. Comparison of superficial digital flexor tendon loading on asphalt and sand in horses at the walk and trot. *Vet J* 2013;198(Suppl 1):e130–6.
 - [11] Scheffer CJ, Back W. Effects of 'navicular' shoeing on equine distal forelimb kinematics on different track surface. *Vet Q* 2001;23:191–5.
 - [12] Lange C, Kattelans A, Rohn K, Lüpke M, Brückner H-P, Stadler P. Die kinetische Untersuchung der Fußung, der Belastung des Hufes und des Abrollvorganges an den Vordergliedmaßen von Pferden im Schritt und im Trab auf dem Laufband mit dem HoofTM-System (Tekscan®). *Pferdeheilkunde* 2012;28:538–47.
 - [13] Reilly PT. In-shoe force measurements and hoof balance. *J Equine Vet Sci* 2010;30:475–8.
 - [14] Perino VV, Kawcak CE, Frisbie DD, Reiser RF, McIlwraith CW. The accuracy and precision of an equine in-shoe pressure measurement system as a tool for gait analysis. *J Equine Vet Sci* 2007;27:161–6.
 - [15] Clayton HM. Biomechanics of the distal interphalangeal joint. *J Equine Vet Sci* 2010;30:401–5.
 - [16] Clayton HM, Sigafoos R, Curle RD. Effect of three shoe types on the duration of breakover in sound Trotting Horses. *J Equine Vet Sci* 1991;11:129–32.
 - [17] Gregory C, editor. Gregory's textbook of farriery. 1st ed. Lamar, Mo: Heartland Horseshoeing School; 2011. p. 696. viii.
 - [18] Floyd AE, Mansmann RA, editors. *Equine podiatry*. Philadelphia, Pa, London: Elsevier Saunders; 2007. p. 464.
 - [19] Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, editors. *Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages*. 6th ed. Stuttgart: Enke; 2012. p. 382.
 - [20] Moleman M, van Heel MC, van Weeren PR, Back W. Hoof growth between two shoeing sessions leads to a substantial increase of the moment about the distal, but not the proximal, interphalangeal joint. *Equine Vet J* 2006;38.
 - [21] Rocha JV, Lischer CJ, Kummer M, Hässig M, Auer JA. Evaluating the measuring software package Metron-PX for morphometric description of equine hoof radiographs. *J Equine Vet Sci* 2004;24:347–54.
 - [22] Chateau H, Degueurce C, Denoix J-M. Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe. *Equine Vet J* 2006;38:164–9.
 - [23] Harvey AM, Williams SB, Singer ER. The effect of lateral heel studs on the kinematics of the equine digit while cantering on grass. *Vet J* 2012;192:217–21.
 - [24] Lawson SE, Chateau H, Pourcelot P, Denoix J-M, Crevier-Denoix N. Effect of toe and heel elevation on calculated tendon strains in the horse and the influence of the proximal interphalangeal joint. *J Anatomy* 2007;210:583–91.
 - [25] Page BT, Hagen TL. Breakover of the hoof and its effect on structures and forces within the foot. *J Equine Vet Sci* 2002;22:258–64.
 - [26] Riemersma DJ, Van den Bogert AJ, Jansen MO, Schamhardt HC. Influence of shoeing on ground reaction forces and tendon strains in the forelimbs of ponies. *Equine Vet J* 1996;28:126–32.
 - [27] Schoonover MJ, Jann HW, Blaik MA. Quantitative comparison of three commonly used treatments for navicular syndrome in horses. *Am J Vet Res* 2005;66:1247–51.
 - [28] Willemen MA, Savelberg HH, Barneveld A. The effect of orthopaedic shoeing on the force exerted by the deep digital flexor tendon on the navicular bone in horses. *Equine Vet J* 1999;31:25–30.
 - [29] Duberstein KJ, Johnson EL, Whitehead A. Effects of shortening breakover at the toe on gait kinematics at the walk and trot. *J Equine Vet Sci* 2013;33:930–6.
 - [30] Huskamp B, Tietje S, Nowak M, Stadtbäumer G. Fußungs- und Bewegungsmuster gesunder und strahl-beinkranker Pferde – gemessen mit dem Equirle- Gait-Analysis-system (EGA-system). *Pferdeheilkunde* 1990;6:231–6.
 - [31] Barrey E. Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. *Vet J* 1999;157:7–22.
 - [32] Agne B. Rehabilitating the chronically laminitic foot. *J Equine Vet Sci* 2010;30:479–81.
 - [33] Ratzlaff MH, Hyde ML, Hutton DV, Rathgeber RA, Balch OK. Interrelationships between moisture content of the track, dynamic properties of the track and the locomotor forces exerted by galloping horses. *J Equine Vet Sci* 1997;17:35–42.
 - [34] Crevier-Denoix N, Roosen C, Dardillat C, Pourcelot P, Jerbi H, Sanaa M, Denoix J-M. Effects of heel and toe elevation upon the digital joint angles in the standing horse. *Equine Vet J* 2001;74–8. <http://dx.doi.org/10.1111/j.2042-3306.2001.tb05364.x>.
 - [35] Denoix J-M, Crevier-Denoix N, Chateau H. *Corrective Shoeing of Equine Foot Injuries*. Proceedings. Geneva: Congress of Equine Medicine and Surgery; 2007.
 - [36] Chateau H, Degueurce C, Denoix J-M. Evaluation of three-dimensional kinematics of the distal portion of the forelimb in horses walking in a straight line. *Am J Vet Res* 2004;65:447–55.
 - [37] van Heel MC, van Weeren PR, Back W. Shoeing sound Warmblood horses with a rolled toe optimises hoof-unrollment and lowers peak loading during breakover. *Equine Vet J* 2006;38:258–62.

3.2 Modifying the Height of Horseshoes: Effects of Wedge Shoes, Studs, and Rocker Shoes on the Phalangeal Alignment, Pressure Distribution, and Hoof-Ground Contact During Motion

Die nachfolgend wiedergegebene Studie habe ich anteilig in Zusammenarbeit mit Dr. Jenny Hagen geplant. Im Rahmen der Versuchsdurchführung habe ich maßgeblich an der Erhebung der Druckmessdaten sowie an der Durchführung der Röntgenuntersuchungen mitgewirkt. Weiterhin oblag mir mehrheitlich die Aufbereitung, sowie Auswertung der generierten Druckmessdaten. Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgte in Zusammenarbeit mit Dr. Jenny Hagen. Ich habe das Manuskript mit überarbeitet.



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Equine Veterinary Science

journal homepage: www.j-evs.com

Original Research

Modifying the Height of Horseshoes: Effects of Wedge Shoes, Studs, and Rocker Shoes on the Phalangeal Alignment, Pressure Distribution, and Hoof-Ground Contact During Motion

Jenny Hagen^a, Michael Hüppler^{a,*}, Sandra M. Geiger^a, Daniela Mäder^a, Florian S. Häfner^b^a Institute of Veterinary Anatomy, Histology and Embryology, Faculty of Veterinary Medicine, University Leipzig, Leipzig, Germany^b Department for Research and Development, Werkman Horseshoe Factory, Groningen, The Netherlands

ARTICLE INFO

Article history:

Received 2 June 2015

Received in revised form 6 September 2016

Accepted 20 January 2017

Available online 30 January 2017

Keywords:

Horse

Gait analysis

Radiological examination

Pressure distribution

Landing pattern

ABSTRACT

This study was designed as a comparative study with the intention to accumulate fundamental data on a wide variety of farriery methods. Twenty-five warmblood/crossbred horses, allocated into five groups ($n = 5$), underwent radiological and kinetic examination of the barefoot hoof, the shod hoof with a standard horseshoe, and finally a modified horseshoe. For radiographic measurements, a special podoblock with embedded reference points and changeable ground surfaces was used. Kinetic examinations were performed by placing one sensor between the shoe and the hoof and the second sensor between the shoe and the ground and then walking the horses on four different ground surfaces. When wedges were applied, the palmar angle increased by approximately 5° on all surfaces. However, this effect was only seen on firm surfaces combined with studs. Using a rocker shoe, the palmar angle increased on a firm surface ($0.6 \pm 0.3^\circ$) and decreased on a deformable surface ($0.8 \pm 0.3^\circ$). No consistent data were noted for the orientation of the proximal and middle phalanx in relation to the palmar angle. Pressure distribution showed wedges and studs to cause an increased pressure load on both the toe and the heels on a firm surface. Rocker shoes led to pressure peaks at the inner section of the toe, and high pressure was exerted on the quarters. In conclusion, all modified horseshoes showed unintended side effects and their influence on biomechanical parameters varied depending on the ground surface.

© 2017 Elsevier Inc. All rights reserved.

1. Introduction

This paper describes the effects of horseshoes combined with wedges or studs and rocker shoes on hoof biomechanics. All of the modified horseshoes described are routinely used in farriery practice and modify the horseshoes' height in the dorsopalmar plane.

The use of wedges and rocker shoes is often based on orthopedic indications. In general, wedges are a common modification for a wide range of disorders associated with structures of the palmar hoof region [1,2]. Wedges are frequently used in an attempt to correct a low toe angle and to optimize the palmar angle of the distal phalanx. Heel elevation effectively reduces the moment arm exerted on the distal interphalangeal joint during breakover, defined as temporal from heel-off to the last ground contact of the toe (toe-off). Moreover, heel elevation is stated to decrease the forces affecting the deep digital flexor tendon (DDFT) [3,4]. Furthermore, although controversial, the application of wedges has been discussed as a treatment for acute laminitis

* Corresponding author at: Michael Hüppler, Institute of Veterinary Anatomy, Histology and Embryology, Faculty of Veterinary Medicine, Leipzig University, An den Tierkliniken 43, 04103 Leipzig, Germany.

E-mail address: michael.hueppler@vetmed.uni-leipzig.de (M. Hüppler).

over the last decade [5,6]. Rocker shoes represent another shoe modification to decrease stress on the DDFT and the palmar region of the hoof; their use has been found to shorten the stance phase and to facilitate breakover [7–9]. Furthermore, rocker shoes appear to reduce the forces affecting the dorsal hoof wall, shifting them to the quarters which should unload the dorsal section of the hoof and reduce pain [6]. Therefore, this modification is another option to treat horses with palmar foot pain or laminitis [2,6]. However, often the criteria for modifying a horseshoe are based on both the maintenance of the soundness of the horse and an improvement in performance. A very popular modification is the addition of studs to the horseshoe for sound performance horses to enhance traction in different types of athletic performances or for draft horses to increase grip [10].

All described horseshoe modifications mainly focus on the improvement of the dorsopalmar alignment of the digital bones which may decrease tension in various soft tissue structures such as, for example, the DDFT, the superficial digital flexor tendon, or the suspensory apparatus [11–15]. However, the application of a modified horseshoe for orthopedic reasons will generally cause side effects on other structures in close proximity to the intended area of influence [16,17].

Changing the orientation of the bones of the digit can either relieve or load the corresponding tendons, ligaments, and joints, while exerting vertical pressure that affects the hoof capsule itself and the enclosed structures, such as the dermis or the podotrochlea apparatus, which can have adverse effects [12,14,16,17].

The purpose of the study was to examine the effects of horseshoes combined with wedges or studs and a rocker shoe compared to the barefoot hoof and standard horseshoes. The study looked at effects on the phalangeal alignment, the pressure affecting the solar surface of the hoof capsule as well as the hoof-ground contact during motion. The study was performed under field conditions with regard to different types of ground surfaces which may influence the biomechanical effect of horseshoeing [16–20].

The following hypotheses were examined in this study: (1) The application of wedges, studs, or a rocker shoe may lead to a steeper palmar angle of the distal phalanx. (2) A palmar elevation of the hoof may result in a lowering of the middle and proximal phalanx. (3) These modifications to a horseshoe reduce the weight bearing surface of the

horseshoe such that the loaded area and the pressure distribution affecting the solar surface of the hoof capsule are changed. (4) The described modified horseshoes affect the hoof-ground contact during motion distinctly. (5) The ground conditions may influence the biomechanical effects of these modified horseshoes.

2. Material and Methods

This paper completes the evaluation of the data assessed during a comprehensive study examined the biomechanical effects of a wide range of modified horseshoes used in farriery. A previous paper demonstrates the biomechanical effects of eggbar, heartbar, open toe, and wide toe shoes [17]. The corresponding paper provides information on the effects of side wedge, wide branch, and unilateral roller shoes [16]. The study design and methods used in the current article are similar to the prior published sister papers.

2.1. Horses

A total of 25 warmblood clinically sound crossbred horses divided into five groups were available for this study [17]. The data represented in this article were gathered in groups A, D, and E (Table 1).

This study was approved as an animal experiment by the Ethics Committee of the Saxonian state authority (Landesdirektion Sachsen, Office Leipzig, Permit No: 15-102/12). Client-owned horses were included with informed consent.

2.2. Farriery

The trimming and shoeing performed in this study followed a standardized protocol like described in a previous paper [16,17]. After performing the standard trim and shoeing with a standard horseshoe, horses from each group were shod with the corresponding modified shoe (Table 1). If possible (groups A and D), the modifications were made by using the fitted standard horseshoe of the left forelimb to examine the effect of the modification itself. The adjusted standard horseshoe of the left forelimb was equipped with heel wedges and screw-in studs (Andreas Strohm Hufbeschlagartikel e.K., Düsseldorf, North Rhine-Westphalia, Germany). The wedges were grinded at the ends of the branches. The stud holes were approximately

Table 1
Summary of all horseshoes examined in this study.

Group	Standard Horseshoe ^a	Modified Horseshoe	Preparation
A (n = 5) (8.8 years, 4.10 ft)	22 × 8 mm, straight toe	Heel wedges	6° wedges ^c , length: 5 cm
B	22 × 8 mm, rolled toe, toe clip	Eggbar shoe	
C	22 × 8 mm, rolled toe, two side clips (1st and 2nd nail hole)	Wide toe shoe	
D (n = 5) (8.9 years, 4.11 ft)	22 × 8 mm, rolled toe, 45°, one toe clip	Wide branch shoe	
E (n = 5) (9.8 years, 5 ft)	22 × 8 mm, rolled toe, reset shoe, two side clips (2nd and 3rd nail hole)	unilateral roller shoe	
		Open toe shoe	
		Studs	1 × 1 × 1 cm screw-in studs ^b
		Side wedge shoe	
		Rocker shoe	22 × 10 mm ^c , with rockered toe and heels, straight contact surface for the hoof
		Heartbar shoe	

^a Werkman "Warrior," 22 × 8 mm, Werkman Horseshoe Factory, 9711 Groningen, The Netherlands.

^b Andreas Strohm Hufbeschlagartikel e.K., Düsseldorf, North Rhine-Westphalia, Germany.

^c Werkman "Rider," 21 × 10 mm, Werkman Horseshoe Factory, 9711 Groningen, The Netherlands.

halfway between the last nail hole and the end of the branch. The rocker shoe was built by grinding off the toe and the heels of a separate horseshoe (Werkman 'Rider', 21 × 10 mm, Werkman Horseshoe Factory, 9711 Groningen, The Netherlands) shoe in a 20° angle to the ground, which gives a more reliable standardization of this process. The aim was to create a rolled toe (from toe to first nail hole) and rolled heels (from the heels to the end of the fuller) resulting in a convex ground surface of the shoe. The surface attached to the hoof was flat. The point of breakover was positioned between the tip of the distal phalanx and the tip of the frog as described by other authors [7].

2.3. Data Collection

Data were collected separately for the trimmed barefoot hoof, the standard horseshoe, and a corresponding modified horseshoe of the left forelimb. All measurements were carried out immediately after each treatment, as the focus was on the evaluation of the direct short-term effects of the evaluated horseshoes. After shoeing, the horses were walked on a plane track of firm ground to be recorded (2–4 trails), and the hooves were photographed from different angles for documentation.

The subsequent radiographic and kinetic examinations were based on the same setup as described in the prior publication [16,17]. The radiological examination was carried out with a portable x-ray unit (Gierth HF80 MLul, Gierth X-Ray International, Riesa, Saxony, Germany) and a digital detector system (SCOPE-XXS 80 C Detector Canon CXDI-80C wireless, Canon Inc, Tokyo, Ohta-ku, Japan). For each horse, a 0° (dorsopalmar projection) and 90° (lateromedial projection) radiograph of the left toe was produced following a standardized protocol (60 kV, 0.2 mAs/s, focus-film distance 29.53 inches) in order to ensure reproducible x-ray images for a quantitative radiographic measurement. For subsequent analyses, the examined foot was placed on a podoblock (Metron Block, EponaTech LLC, Creston, CA) with embedded reference marks used for later calibration of the radiographs. Additionally, the podoblock (height 6 cm) was equipped with a rim enabling the addition of a 3-cm wooden block changeable with a penetrable pad (Vettec Equi-Pak/Soft 180 cc, Vettec, Oxnard, CA; 2 cm + 1 cm sand) without changing the technical setup to examine the effects on different ground properties.

The kinetic examination was carried out by using a pressure measurement system (Hoof System, TekScan Inc, South Boston, MA) consisting of thin sensor foils (TekScan Model#3200, TekScan Inc, South Boston, MA, sampling rate 240 fps thickness 0.15 mm, 1-mm shim), two sensor cuffs fastened to a polo wrap medially and laterally of the cannon bone and a datalogger attached behind the withers. To measure the vertical pressure between horseshoe and ground and the pressure affecting the hoof itself, the horses were equipped simultaneously with two sensors on the left forelimb such as described in the prior publications [16,17]. Measurements were carried out consecutively on four 30-m-long tracks of different materials (concrete, rubber mat, firm, and deep sand; located next to each other) for 10 seconds per track. Because the prior examinations were already performed, the horses had a certain time to adapt

short term to the shoes. In average, 30 minutes passed by before doing the kinetic measurements.

2.4. Data Analysis

The data of the barefoot situation and standard horseshoes of the individual group ($n = 5$) were used as reference for the evaluation of effects of the corresponding modified horseshoe on the parameters of interest. No examinations were carried out to compare horses and/or modified horseshoes between different groups.

The data were analyzed with the methods described in the prior publications [16,17]. The radiographs were analyzed with a computer program (MetronPXHoof version 6.04, EponaTech LLC, Creston, CA). Parameters of interest and their reference points are shown in (Fig. 1).

The data gathered during the pressure measurements were analyzed by averaging six to seven regular strides (consistent pattern of the migration of the center of pressure during the whole stance phase including initial contact, landing phase, midstance phase, breakover) with the Hoof Software (version 6.62, TekScan Inc, South Boston, MA). The parameters of interest are shown in Fig. 1. To analyze the hoof-ground contact during motion, data obtained with sensor 2 were used.

2.5. Statistical Analysis

The statistical analysis was carried out with the statistical analysis software (SigmaPlot version 11, Systat Software GmbH, Erkrath, Germany). Despite the low number of available horses, tendencies could be shown for the examined parameters, which allow the drawing of conclusions for the examined modified horseshoes. For this matter, a P -value $< .05$ was considered significant and values $.1 > P \geq .05$ were considered tendencies.

3. Results

3.1. Radiographic Examination

The influence of the horseshoe modifications on the phalangeal alignment is shown in Table 2. Initially, the influence of the modified horseshoes on the dorsopalmar alignment of the distal phalanx in the 90° projection is demonstrated.

Compared to a standard horseshoe, the application of wedges and studs increased P3 distinctly by $5.81 \pm 1.21^\circ$ ($P = .09$) (wedges) and $5.56 \pm 0.55^\circ$ ($P = .01$) (studs) on firm ground. In hooves shod with a rocker shoe, P3 increased marginally by $0.6 \pm 0.28^\circ$ ($P = .53$). On penetrable ground, the horses shod with wedge shoes showed a constant steep alignment of the hoof, and the distal phalanx in comparison to a standard horseshoe P3 was by tendency $4.28 \pm 1.65^\circ$ steeper ($P = .09$). In contrast, when examining the use of studs on penetrable ground, P3 was about $3.62 \pm 1.36^\circ$ ($P = .04$) significantly planer than on the hard block. The application of a rocker shoe showed no significant changes on penetrable ground compared to the use of a standard horseshoe ($P = .3$).

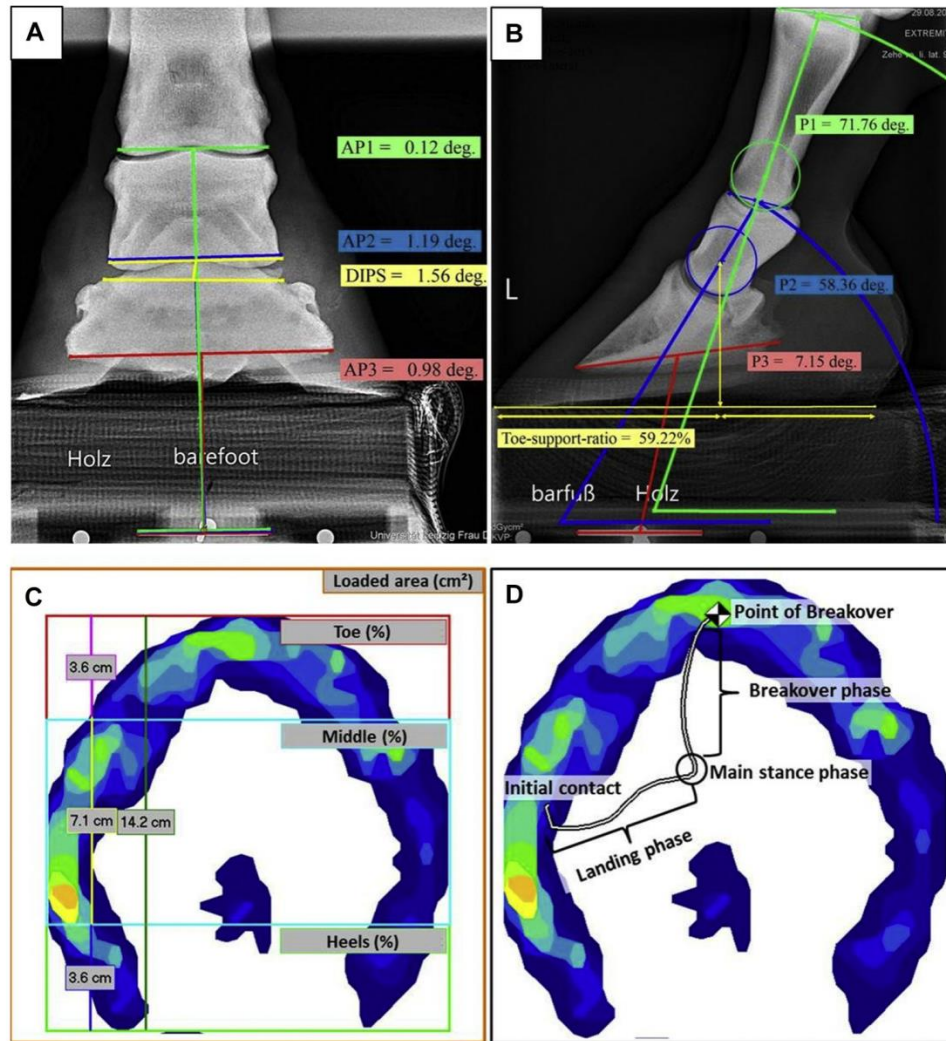


Fig. 1. Parameters of interest for the radiographic and kinetic examinations [(A) radiograph 0°, (B) radiograph 90°, (C) pressure distribution in the averaged pressure image, (D) hoof-ground contact during walk] cited from Hüppler et al [17].

Subsequently, the results for the mediolateral alignment of the phalanges in the 0° projection are presented. In general, penetrable surfaces allowed—in relation to the body constitution of the horse—the primarily loaded regions of the hoof to sink in leading to an altered mediolateral orientation of the hoof and correspondingly a change of AP3 compared to the position on firm ground. The use of wedges, studs, and rocker shoes had no effect on AP3 on firm ground, P values ranged between .84 and 1. On penetrable ground, the use of wedges and particularly studs caused the palmar hoof region to sink in easily. AP3 in group A (wedges) was altered by $0.81 \pm 0.71^\circ$ ($P = .14$) and, respectively, by $1.25 \pm 0.96^\circ$ ($P = .02$) in group D studs. Shoeing with a rocker shoe (group E) showed no effect on the mediolateral alignment of the distal phalanx on penetrable ground ($0.08 \pm 0.55^\circ$, $P = .4$).

The evaluation of the alignment of the proximal and middle phalanx depending on the various modified

horseshoes showed very inhomogeneous results. No valid general assertions could be detected. Severe individual variations were observable mainly depending on the conformation of the examined toe (Fig. 2).

For the alignment of the middle and proximal phalanges neither in the 90° nor in the 0° projection ($P2$, $P1$, $AP2$, $AP1$), significant changes could be observed by comparing the data of the applied modified shoes with the use of a standard horseshoe. The P values ranged between .4 and 1. The DIPS on penetrable ground showed for all three modified horseshoes a value of 0.09, which might indicate some kind of tendency. However, the standard deviation in each case was enormous, immediately challenging the resulting findings.

To further illustrate of the reproducible alteration of the palmar angle ($P3$) by using wedge shoes and the corresponding heterogenic data for the middle and proximal phalanx ($P2$, $P1$), results for all five horses of group A are shown in Table 3. Additionally, it could be assessed

Table 2

Mean values \pm SD for the parameters of interest in the radiographic examinations of each examined modified horseshoe on firm (concrete) and penetrable (deep sand) ground.

Shoe	Wedges			
Ground	Difference to Barefoot		Difference to Standard	
	Firm	Penetrable	Firm	Penetrable
AP3 (°)	-0.06 ± 0.26	-1.69 ± 1.41	-0.09 ± 0.38	-0.81 ± 0.71
P3 (°)	5.77 ± 1.01	4.73 ± 0.83	5.81 ± 1.21	4.25 ± 1.65
Toe/support ratio (%)	-6.07 ± 2.25		-3.11 ± 0.36	
Shoe	Studs			
Ground	Difference to Barefoot		Difference to Standard	
	Firm	Penetrable	Firm	Penetrable
AP3 (°)	0.02 ± 0.16	-1.47 ± 1.02	-0.03 ± 0.09	-1.25 ± 0.96
P3 (°)	5.52 ± 0.58	0.6 ± 0.69	5.56 ± 0.55	0.9 ± 0.57
Toe/support ratio (%)	-4.85 ± 1.66		-0.14 ± 0.44	
Shoe	Rocker Shoe			
Ground	Difference to Barefoot		Difference to Standard	
	Firm	Penetrable	Firm	Penetrable
AP3 (°)	0.00 ± 0.05	-0.31 ± 0.92	0.04 ± 0.05	-0.08 ± 0.55
P3 (°)	0.71 ± 0.24	-1.26 ± 0.21	0.6 ± 0.28	-0.79 ± 0.3
Toe/support ratio (%)	-11.33 ± 3.66		-6.72 ± 3.56	

Abbreviation: SD, standard deviation.

that P2 and P3—whenever altered—increase or decrease simultaneously.

Calculation of the toe-support ratio (Table 3) showed that the anterior moment arm affecting the distal interphalangeal joint on firm ground can be reduced by applying wedges ($3.11 \pm 0.36\%$) or studs ($0.14 \pm 0.44\%$) through a steeper alignment of the hoof, which is, however, not statistically significant ($P_{\text{wedges}} = 0.3$, $P_{\text{studs}} = 1$). However, the examination of the rocker shoe revealed a minimized anterior ($6.72 \pm 3.56\%$) and posterior moment arm ($11.33 \pm 3.66\%$) in relation to a standard horseshoe ($P = .01$).

3.2. Kinetic Data

Table 4 represents the effect of the use of the modified horseshoes on the size of the loaded area of the shoe (sensor 1) and the solar surface of the hoof capsule (sensor 2).

The application of the modified horseshoes significantly decreased the loaded area of the shoe on firm ground (concrete and rubber mat). The examinations on hard sand and more obviously deep sand showed no significant changes of the loaded area of the shoes. The size of the loaded area of the solar surface of the hoof capsule itself was not significantly influenced by any of the shoes on each ground surface. On deep sand, the use of wedges leads to a significant reduction of the loaded area at the solar surface of the hoof capsule.

The effects of the modified horseshoes on the pressure distribution are shown in Fig. 3. In comparison to a standard horseshoe, wedges caused a significant decrease of pressure beneath the branches of the shoe ($31.52 \pm 10.35\%$, $P = .01$) on firm ground. The toe and the heel region were significantly loaded by up to $21.78 \pm 10.0\%$ ($P = .02$) and $8.84 \pm 3.32\%$ ($P = .09$). However, only the load below the branches of the shoe was directly transmitted to the hoof capsule itself.

The middle of the hoof was significantly less loaded by $5.98 \pm 3.76\%$ ($P = .05$). Equipping the horseshoes with studs showed a pressure distribution very similar to wedges on firm ground, with decreased pressure on the branches ($30.98 \pm 8.66\%$, $P = .01$) and increased load in toe region ($24.8 \pm 6.07\%$, $P = .01$). The increase of the pressure affected the heels by $6.02 \pm 8.43\%$ was not significant ($P = .21$). The very small weight bearing surface of studs led to distinct pressure peaks on sensor 1. The alteration of the pressure distribution between the shoe and the ground was not directly transmitted to the hoof capsule. The pressure affecting the solar surface of the hoof capsule only increased at the heels by about $4.68 \pm 1.68\%$ ($P = .06$). However, individual variations occurred with the application of wedges on the pressure distribution. Three of five horses shod with shoes equipped with studs experienced higher load on the heel region. The other two horses showed increasing load on the heel and toe region simultaneously.

Again, no significant changes of the pressure distribution could be observed on penetrable.

Shoeing with a rocker shoe caused a significant increase in pressure between the weight bearing branches and firm ground ($26.56 \pm 4.03\%$, $P = .01$) compared to a standard horseshoe. The rolled toe showed a significant decrease of pressure at the toe relieved ($24.40 \pm 5.56\%$, $P = .01$), and the end of the branches showed a slight reduction of pressure between shoe and ground ($2.04 \pm 2.96\%$, $P = .21$). However, pressure peaks at the heels were observable at the transition from the grinded ends to the flat branches of the shoe. These peaks were transmitted to the hoof capsule. These changes influenced the pressure exerted on the hoof capsule, even though none of the measured parameters showed any statistical significance. Beneath the toe pressure decreased by $3.96 \pm 3.7\%$ ($P = .4$); however, pressure peaks at the solar aspect of the toe occurred. Additionally, despite the rolled ends of the branches, the heels were affected by increased load ($4.74 \pm 6.20\%$, $P = .4$).

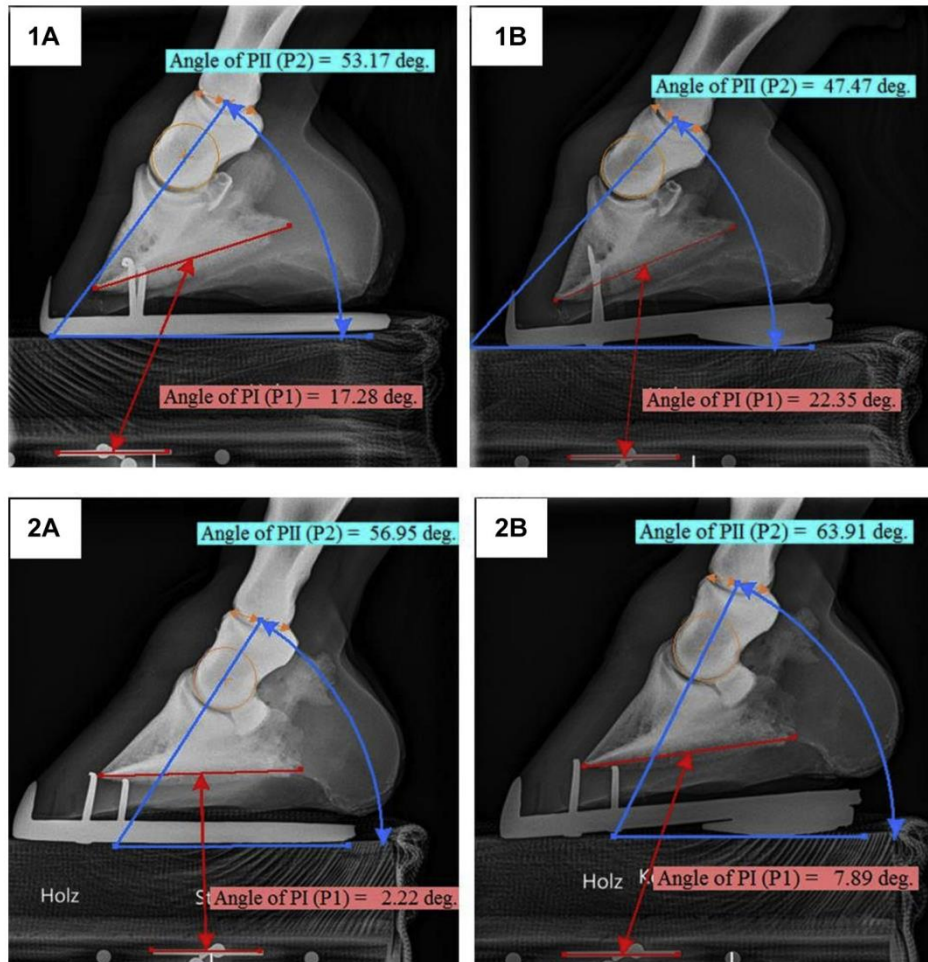


Fig. 2. The effect of wedges on the alignment of the middle phalanx ($^{\circ}$) at (A) a horse with a steep P3 (17.28°) and (B) a horse with flat PA (2.20°).

Examining the effects on penetrable ground, the rolled toe showed a clear tendency to reduce pressure ($6.14 \pm 2.41\%$, $P = .09$), whereas the branches are affected by increased pressure up to $6.54 \pm 1.59\%$ compared to a standard horseshoe ($P = .04$). However, these alterations showed no significant effect on the pressure distribution affecting of the hoof capsule.

The horseshoe modifications altering the height of the shoes showed a significant influence on the hoof-ground contact during walk (Fig. 4). In four out of five horses,

wedges caused a more sudden transition from the initial contact to midstance phase. Additionally, two horses showed instabilities during the landing phase.

With the usage of studs, an enhanced initial contact in the toe region was observable combined with increased mediolateral instability during the landing phase.

The rocker shoe caused a change in the initial contact in three horses. According to their individual landing pattern, two horses showed a forced initial contact on the lateral or medial rockered beginning of the branch. One horse had

Table 3

Orientation of the distal toe bones for all horses of group A after the application of standard and modified horseshoe on firm (concrete) and penetrable (deep sand) ground.

Horse	Angle of the Third Phalanx (P3) 90°				Angle of the Second Phalanx (P2) 90°				Angle of the First Phalanx (P1) 90°			
	Firm Ground		Penetrable Ground		Firm Ground		Penetrable Ground		Firm Ground		Penetrable Ground	
	Standard	Wedges	Standard	Wedges	Standard	Wedges	Standard	Wedges	Standard	Wedges	Standard	Wedges
1	3.4	9.1	4.7	8.7	54.8	60.3	56.5	59.9	61.1	67.6	64.8	65.5
2	2.0	9.1	5.0	8.2	57.8	59.9	57.6	61.2	66.2	69.9	70.2	71.7
3	3.4	9.7	4.5	9.0	56.3	55.4	59.1	54.6	72.2	64.8	72.3	64.3
4	6.5	10.3	7.3	10.0	55.7	53.7	55.2	54.9	63.3	61.2	62.2	60.6
5	16.6	22.7	18.3	25.2	53.3	48.3	52.2	54.0	65.5	59.8	60.8	64.6

Table 4

Size of the loaded area in cm (n = 5).

Group A			P Value ^a
Barefoot	Standard	Wedges	
Area (cm) between horseshoe and ground			
Concrete	71.03 ± 8.49	45.00 ± 4.99	.01
Rubber	73.73 ± 9.43	48.10 ± 5.99	.01
Hard sand	84.15 ± 13.29	70.87 ± 10.38	.09
Deep sand	158.88 ± 17.7	161.50 ± 18.72	.4
Area (cm) between horseshoe and hoof			
Concrete	72.37 ± 9.84	49.29 ± 4.83	1
Rubber	75.73 ± 11.17	47.22 ± 3.08	.75
Hard sand	97.1 ± 21.78	48.18 ± 3.24	1
Deep sand	160.16 ± 15.63	58.84 ± 3.99	.01
Group B			P Value ^a
Barefoot	Standard	Studs	
Area (cm) between horseshoe and ground			
Concrete	64.55 ± 3.86	30.35 ± 7.74	.01
Rubber	70.50 ± 7.22	35.41 ± 6.00	.01
Hard sand	80.10 ± 8.33	49.36 ± 11.62	.01
Deep sand	148.54 ± 8.11	127.43 ± 28.76	.12
Area (cm) between horseshoe and hoof			
Concrete	87.09 ± 13.93	47.60 ± 6.82	.68
Rubber	91.82 ± 14.50	48.37 ± 8.40	.68
Hard sand	110.06 ± 12.21	47.79 ± 8.74	.68
Deep sand	158.85 ± 5.46	61.97 ± 16.04	.68
Group C			P Value ^a
Barefoot	Standard	Rocker	
Area (cm) between horseshoe and ground			
Concrete	71.38 ± 6.33	60.90 ± 4.50	.04
Rubber	79.02 ± 7.71	67.19 ± 8.44	.06
Hard sand	90.53 ± 7.61	78.14 ± 10.79	.12
Deep sand	156.95 ± 21.33	163.35 ± 21.18	.53
Area (cm) between horseshoe and hoof			
Concrete	82.17 ± 17.35	48.98 ± 6.41	.68
Rubber	85.62 ± 17.67	50.01 ± 6.77	1
Hard sand	93.78 ± 15.91	50.27 ± 7.26	1
Deep sand	162.89 ± 13.43	62.04 ± 13.22	1

Bold letters indicate the measurements between horseshoe and hoof.

^a P values calculated for standard horseshoes and modifications (considered significant if $P < .05$).

the initial contact at the lateral end of the branch. In three horses, significant dorsopalmar instabilities during the landing phase occurred. In all five horses, the repositioned point of breakover became visible. In two cases, this was combined with tipping from the beginning of the rockered part to the tip of the toe.

In general, it could be observed that the more penetrable the ground surface, the less influence the modifications had on the landing pattern. On deep sand, all standard horseshoes and each modified horseshoe showed a straighter and more even landing recorded with the pressure measurement system.

4. Discussion

4.1. Phalangeal Alignment

Regarding to hypothesis (I), on firm ground, the influence of modified horseshoes equipped with wedges or studs on the alignment of the distal phalanx is easy to assume as the orientation of the digit becomes steeper. However, the constant steeper alignment of the distal phalanx after the application of wedges independent from

the ground conditions is noteworthy. For therapeutic indications, as in acute laminitis or acute lesions of the DDFT, the lack of change in the digital alignment on varying ground surfaces combined with constant alignment of the digit and the associated relief of the corresponding structures could be an advantage.

The biomechanical background of the relation between an alteration of the palmar angle of the distal phalanx and the alignment of the fetlock joint has been described by various groups [11,13–15,21]. The general opinion is that an increased palmar angle reduces the palmar angle of the distal interphalangeal joint causing a decrease of force on the DDFT combined with less load on the navicular region [15,18]. In addition, research estimates that a steeper position of the distal phalanx leads to a lowering of the proximal and middle phalanx resulting in a decreased dorsal angle of the fetlock joint [22]. This increased hyperextension of the pastern, which causes more load on the suspensory apparatus [2,13]. However, with regard to hypothesis (II), in the present study as well as in prior examinations, no constant correlation between P3, P2, and P1 could be observed [16,17,19].

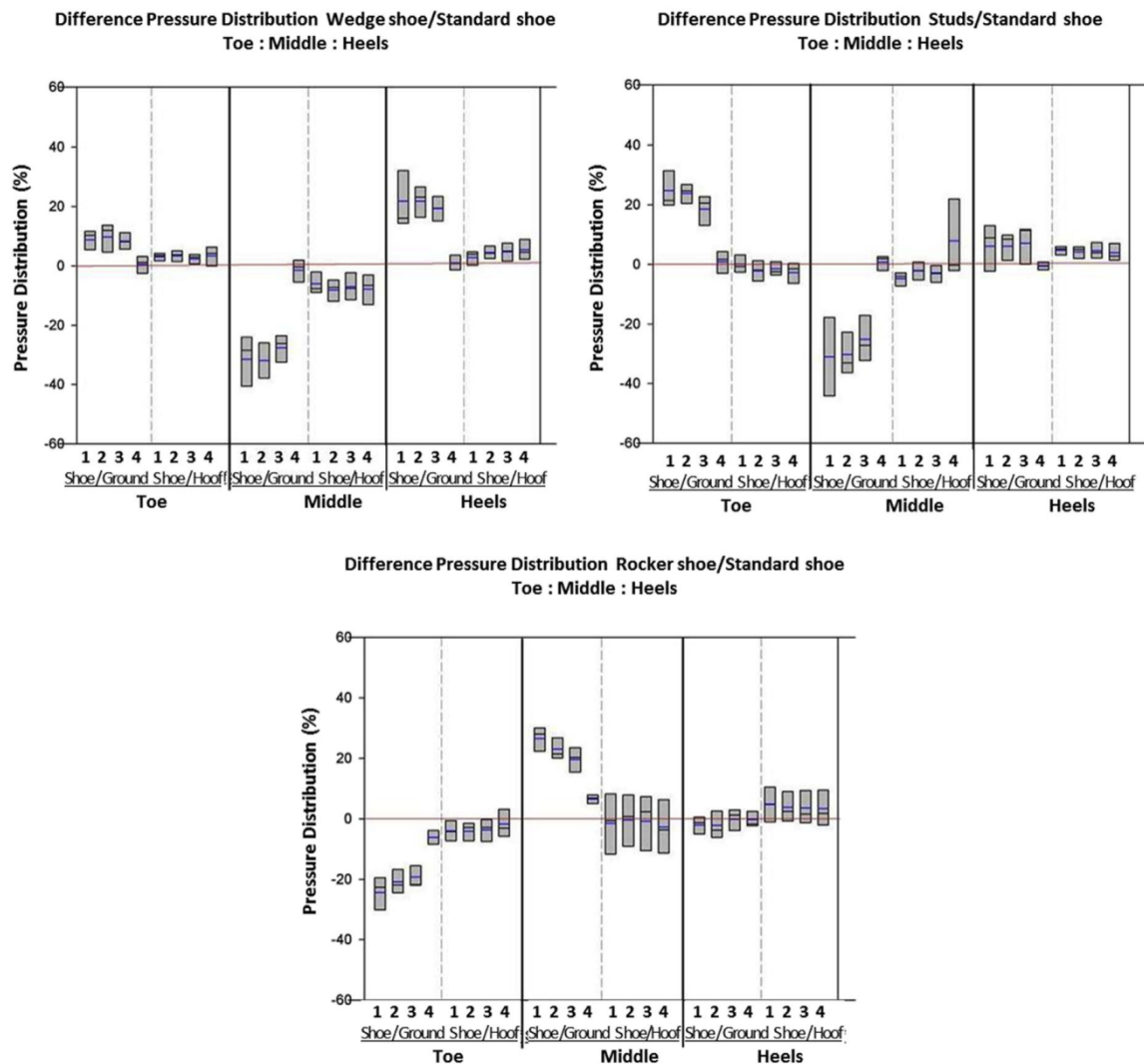


Fig. 3. Differences in pressure distribution for all modified horseshoes in relation to a standard horseshoe on all four types of ground (1: concrete, 2: rubber, 3: hard sand, and 4: deep sand) between shoe/ground and between shoe/hoof ($n = 5$)—mean value.

On firm ground, the individual conformation of the hoof and pastern seems to have an effect on the influence of wedges/studs on the alignment of the digit.

On penetrable ground surfaces, the surface, consistency, and homogeneity of the ground may influence the alignment of the middle and proximal phalanx [19]. However, despite the standardized radiological setup applied in this study, severe variations between each radiograph occurred [22]. Moreover, the unavoidable changes of the load when positioning the limb for the radiographic examination after each shoeing will most likely affect the alignment of the middle and proximal phalanx significantly [13,22,23]. Hence, the isolation of effects created by the modified horseshoes from the described influences is difficult and shows that further investigation is necessary to gather reliable information for future studies.

In comparison to the easily understandable effect of P3 on the strain affecting the DDFT, the influence on the load on the suspensory apparatus (suspensory ligament, superficial digital flexor tendon, sesamoidean ligaments) is harder to assess. Nevertheless, the tendency to increase the load on the suspensory apparatus by using studs or wedges has been clinically described and should be taken into account as a temporary limitation for the use of these modifications [2,13,14]. Although modifications with wedges and studs affect mainly the dorsopalmar level, they seem to have slight effects on the mediolateral orientation of the hoof as well. The functional meaning of these effects on the joints and ligaments is hard to assess.

In comparison to the constant effect of wedges and studs, the application of a rocker shoe showed variations in the phalangeal orientation in relation to the ground. On firm ground, the palmar angle increased, whereas it

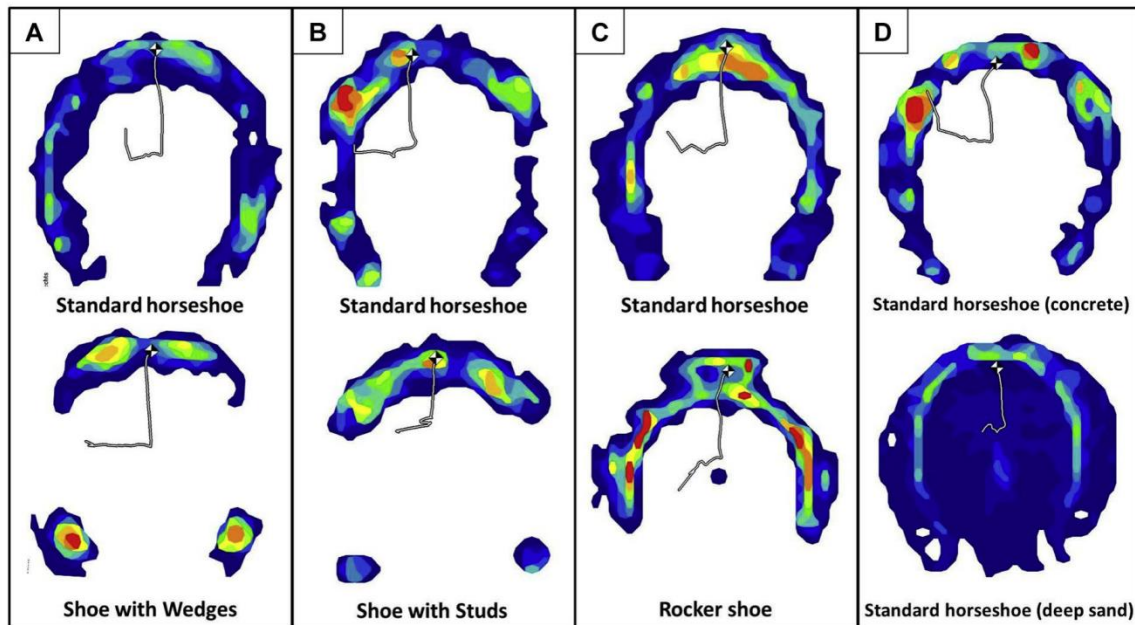


Fig. 4. Influence of the modified horseshoes and different ground conditions on the hoof-ground contact during walk (A) Wedges, (B) Studs, (C) Rocker shoe, (D) Standard shoe on penetrable ground.

decreased on penetrable ground. Often the rocker shoe is applied in horses affected by navicular diseases [7,8,24]. The basic goal is to achieve a reduction of the pressure exerted by the DDFT on the navicular bone by facilitating the dorsal breakover [2,18]. The flatter position of the hoof shod with a rocker shoe on penetrable ground as found in this study will likely influence the navicular region in an adverse way by increasing the load on the navicular bone [13,15,25].

4.2. Toe-Support Ratio

A shorter toe acting as an anterior moment arm affecting the distal interphalangeal joint is functionally associated with the decreased distance that the hoof has to breakover [9]. A few authors assess that a decrease in breakover distance improves the alignment of the second to the third phalanx, moves the navicular bone proximally, and decreases the calculated strain forces of the DDFT [2,3,8,9]. The present study shows that, by changing the partial height of the hoof with wedges or studs, the toe-support ratio can be influenced so that the foot is in a functionally advantageous position to breakover [2].

Because of the rolled toe and the slightly steeper alignment of the hoof on firm ground, the rocker shoe also reduces the anterior moment arm and consequently relieves the DDFT during motion. Simultaneously, the grinded ends of the branches reduce the size of the supporting area in the palmar hoof region, however, causing a minimized palmar moment arm. Particularly in horses showing a physiological heel landing, this factor can be helpful to relieve structures of the palmar hoof region. As the orientation of the hoof becomes flatter on penetrable ground,

breakover is aggravated by the rocker shoe in this study. In general, the workmanship of this horseshoe modification regarding the degree of rockering the toe and the heels as well as the adjustment of the horseshoe affects the alteration of the toe-support ratio.

4.3. Pressure Distribution

Like stated in hypothesis (III), all modified horseshoes showed a reduced weight bearing surface in comparison to a standard horseshoe. However, this was not affecting the loaded area of the hoof capsule significantly. This effect is reflected in the data representing the pressure distribution.

All demonstrated ratios and values are connected to the chosen zoning of the averaged pressure force image. The used geometrical references ($\frac{1}{4}:\frac{1}{2}:\frac{1}{4}$) were oriented based on anatomic landmarks to ensure a standardized evaluation of the data [17].

The horseshoes equipped with wedges and studs cause significant changes in the pressure distribution [24,26]. In the present study, both modifications increase the pressure affecting the heels. High pressure affecting the heels is stated to cause negative long-term effects observed in practical work [25]. Farriers and owners describe alterations such as crushed heels, cracks, or displaced bulbs in horses shod with wedge shoes for a long time. Therefore, depending on the individual hoof conformation (i.e., length, angle and stability of the heels, frog properties), the application of wedges should be temporarily limited.

The same tendency is caused by the application of studs. In any case, screw-in studs are preferable to reduce the application time for the duration of the exercises. However, the individual hoof conformation (sole or weight bearing

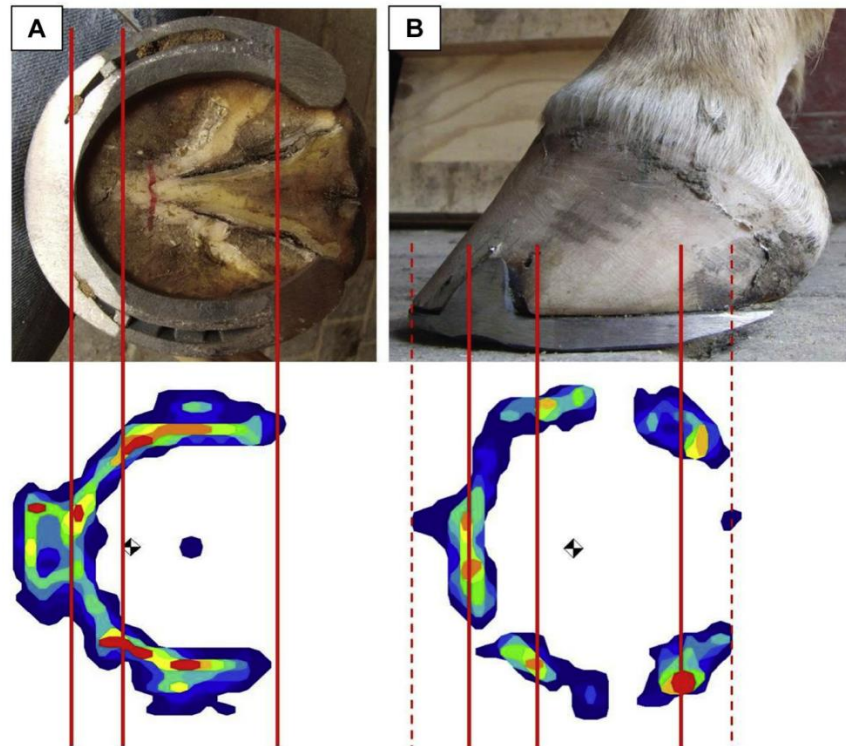


Fig. 5. The pressure distribution (%) caused by the rocker shoe [(A) shoe/ground, (B) shoe/h hoof].

margin) and alignment of the digit (hoof and pastern angle) may explain the individual variations in the effect of the use of wedges and studs on the pressure distribution affecting the toe or the heels.

When applying a rocker shoe with significantly grinded toe and the branches' ends, the pressure distribution measured under the shoe changed distinctly. However, this alteration did not affect the hoof capsule significantly. Toe and heels are affected by similar pressure like with the use of a standard horseshoe. By using the division of the pressure image like described in this study, the grinded edges of the branches are exactly underneath the region of the heels (Fig. 5). Although the shoe was grinded to create even transitions to the weight bearing branches, pressure peaks at the heels were observable. In total, the toe is affected by less pressure because this area floats at the tip. However, the less grinded inner margin of the shoe causes pressure peaks in this region because a smaller surface is available to carry the load. The assumption that a rocker shoe can decrease the pressure affecting the toe and the heels has to be assessed critically. Depending on the positioning and preparation of the rocker pressure, peaks could occur and may cause discomfort to the horse.

4.4. Hoof-Ground Contact During the Stance Phase

Hypothesis (IV) could be confirmed because all modified horseshoes showed a significant influence on the hoof-ground contact during motion.

The forced landing on the toe and the mediolateral instability during the landing phase caused by wedges and studs on firm ground likely have a negative impact on the interphalangeal joints and connected structures which have to stabilize these movements. Therefore, these modifications should be avoided as much as possible for horses that walk and work mainly on firm ground.

Indications for the employment of studs are mainly disciplines where improvement of traction is needed [10]. In rapid changes of direction, the penetration of the studs fixes the hoof in the ground and causes increased stress on ligaments, tendons, and joints. Different positioning of the studs could influence this impact.

The rocker shoes showed dorsopalmar instability during the landing phase which also causes stress on tendons and ligaments. It is likely that the described effect increases during faster gaits and can be further influenced by the preparation and positioning of the horseshoe. To achieve the desired backset of the point of breakover, an even transmission from the branches toward the rolled toe has to be created.

5. Conclusion

The described effects of the modified horseshoes in the present study show how slight changes in the workmanship can influence the biomechanical impact of the modified horseshoe. Therefore, the presented data will vary depending on preparation of the shoes and subjective skills

of the farrier. The study clearly shows the influence of the ground properties on the biomechanical effects of modified horseshoes [10,15] giving significant evidence to our fifth hypothesis. Therefore, the accessible ground conditions during the recovery period and the overall management of an orthopedic patient should be closely communicated between owner, farrier, and veterinarian.

In conclusion, it could be demonstrated that the individual conformation and landing pattern of a horse may cause a different manifestation of the biomechanical effects. It is hardly possible to unify and anticipate the effect for each parameter at any time for each horse. The individual constitution and gait have to be judged carefully before shoeing with an orthopedically modified horseshoe. In general, all represented modified horseshoes should be used for a specific indication and for a limited period of time to avoid a negative influence of unwanted side effects.

Acknowledgments

The authors especially thank Dr Steve O'Grady, Prof. Dr Christoph Mülling, Werkman Horseshoe Factory, Christel Werkman, Reian Werkamn, Dr Dirk Wilken, Dr. Charlotte von Zadow, Andreas Müller, Elizabeth Kelly, Palomino Stud Farm Kappe (Neustadt/Orla, Germany) for their assistance and technical input.

Competing interests: F.S.H. as executive farrier for this study was irreplaceable and had no financial interest of any kind concerning the present study.

Role of the funding source: Werkman Horseshoes, Groningen, the Netherlands, offered financial support and the materials to conduct this study. F.S.H. participated as executive farrier in the data collection portion of this study.

References

- [1] Schoonover MJ, Jann HW, Blaik MA. Quantitative comparison of three commonly used treatments for navicular syndrome in horses. *Am J Vet Res* 2005;66:1247–51.
- [2] Willemen MA, Savelberg HH, Barneveld A. The effect of orthopaedic shoeing on the force exerted by the deep digital flexor tendon on the navicular bone in horses. *Equine Vet J* 1999;31:25–30.
- [3] Page BT, Hagen TL. Breakover of the hoof and its effect on structures and forces within the foot. *J Equine Vet Sci* 2002;22:258–64.
- [4] Chateau H, Degueurce C, Denoix J. Effects of 6° elevation of the heels on 3D kinematics of the distal portion of the forelimb in the walking horse. *Equine Vet J* 2004;36:649–54.
- [5] Hansen N, Buchner HH, Haller J, Windischbauer G. Evaluation using hoof wall strain gauges of a therapeutic shoe and a hoof cast with a heel wedge as potential supportive therapy for horses with laminitis. *Vet Surg* 2005;34:630–6.
- [6] Agne B. Rehabilitating the chronically laminitic foot. *J Equine Vet Sci* 2010;30:479–81.
- [7] Clayton HM, Sigafos R, Curle RD. Effect of three shoe types on the duration of breakover in sound trotting horses. *J Equine Vet Sci* 1991;11:129–32.
- [8] van Heel MC, van Weeren PR, Back W. Shoeing sound warmblood horses with a rolled toe optimises hoof-unrollment and lowers peak loading during breakover. *Equine Vet J* 2006;38:258–62.
- [9] Harvey AM, Williams SB, Singer ER. The effect of lateral heel studs on the kinematics of the equine digit while cantering on grass. *Vet J* 2012;192:217–21.
- [10] Riemersma DJ, Van den Bogert AJ, Jansen MO, Schamhardt HC. Influence of shoeing on ground reaction forces and tendon strains in the forelimbs of ponies. *Equine Vet J* 1996;28:126–32.
- [11] Degueurce C, Chateau H, Jerbi H, Crevier-Denoix N, Pourcelot P, Audigé F, et al. Three-dimensional kinematics of the proximal interphalangeal joint: effects of raising the heels or the toe. *Equine Vet J Suppl* 2001;33:79–83.
- [12] Crevier-Denoix N, Roosen C, Dardillat C, Pourcelot P, Jerbi H, Sanaa M, et al. Effects of heel and toe elevation upon the digital joint angles in the standing horse. *Equine Vet J* 2001;33:74–8.
- [13] Chateau H, Degueurce C, Denoix JM. Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe. *Equine Vet J* 2006;38:164–9.
- [14] Lawson SE, Chateau H, Pourcelot P, Denoix JM, Crevier-Denoix N. Effect of toe and heel elevation on calculated tendon strains in the horse and the influence of the proximal interphalangeal joint. *J Anat* 2007;210:583–91.
- [15] Willemen MA, Savelberg HH, Jacobs MW, Barneveld A. Biomechanical effects of rocker-toed shoes in sound horses. *Vet Q* 1996;18(sup2):75–8.
- [16] Hagen J, Hüppler M, Häfner F, Geiger S, Mäder D. Modifying horseshoes in the mediolateral plane: effects of side wedge, wide Branch, and unilateral roller shoes on the phalangeal alignment, pressure forces, and the footing pattern. *J Equine Vet Sci* 2016;37:77–85.
- [17] Hüppler M, Häfner F, Geiger S, Mäder D, Hagen J. Modifying the surface of horseshoes: effects of eggbar, heartbar, open toe, and wide toe shoes on the phalangeal alignment, pressure distribution, and the footing pattern. *J Equine Vet Sci* 2016;37:86–97.
- [18] Scheffer CJ, Back W. Effects of 'navicular' shoeing on equine distal forelimb kinematics on different track surface. *Vet Q* 2001;23:191–5.
- [19] Hagen J, Hüppler M, Häfner F, Geiger S, Mäder D. Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Bodenbeschaffenheiten auf die Ausrichtung der distalen Zehenknochen des Pferdes. *Pferdeheilkunde* 2015;31:578–86.
- [20] Hüppler M, Häfner F, Geiger S, Mäder D, Hagen J. Untersuchung der auf den Huf einwirkenden Druckkräfte und deren Beeinflussung durch verschiedene Bodenbeschaffenheiten. *Pferdeheilkunde* 2015;31:426–34.
- [21] Thompson KN, Cheung TK, Silverman M. The effect of toe angle on tendon, ligament and hoof wall strains in vitro. *J Equine Vet Sci* 1993;13:651–4.
- [22] Rooney JR. The angulation of the forefoot and pastern of the horse. *J Equine Vet Sci* 1983;4.
- [23] Contino EK, Barrett MF, Werpy NM. Effect of limb positioning on the radiographic appearance of the distal and proximal interphalangeal joint spaces of the forelimbs of horses during evaluation of dorso-palmar radiographs. *J Am Vet Med Assoc* 2014;244:1186–90.
- [24] Rogers CW, Back W. The effect of plain, eggbar and 6 degrees-wedge shoes on the distribution of pressure under the hoof of horses at the walk. *N Z Vet J* 2007;55:120–4.
- [25] Hinterhofer C, Stanek C, Haider H. The effect of flat horseshoes, raised heels and lowered heels on the biomechanics of the equine hoof assessed by finite element analysis (FEA). *J Vet Med A Physiol Pathol Clin Med* 2000;47:73–82.
- [26] Gregory C, editor. Gregory's textbook of farriery. 1st ed. Lamar, Mo: Heartland Horseshoeing School; 2011.

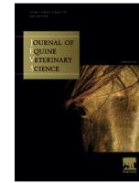
3.3 Modifying Horseshoes in the Mediolateral Plane: Effects of Side Wedge, Wide Branch, and Unilateral Roller Shoes on the Phalangeal Alignment, Pressure Forces, and the Footing Pattern

Die nachfolgend wiedergegebene Studie habe ich anteilig in Zusammenarbeit mit Dr. Jenny Hagen geplant. Im Rahmen der Versuchsdurchführung habe ich maßgeblich an der Erhebung der Druckmessdaten sowie an der Durchführung der Röntgenuntersuchungen mitgewirkt. Weiterhin oblag mir mehrheitlich die Aufbereitung, sowie Auswertung der generierten Druckmessdaten. Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgte in Zusammenarbeit mit Dr. Jenny Hagen. Ich habe das Manuskript mit überarbeitet.



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Equine Veterinary Science

journal homepage: www.j-evs.com

Original Research

Modifying Horseshoes in the Mediolateral Plane: Effects of Side Wedge, Wide Branch, and Unilateral Roller Shoes on the Phalangeal Alignment, Pressure Forces, and the Footing Pattern

Jenny Hagen^a, Michael Hüppler^{a,*}, Florian Häfner^b, Sandra Geiger^a, Daniela Mäder^a^aInstitute of Veterinary Anatomy, Histology and Embryology, Faculty of Veterinary Medicine, University Leipzig, Leipzig, Germany^bDepartment for Research and Development, Werkman Horseshoe factory, Groningen, The Netherlands

ARTICLE INFO

Article history:

Received 2 June 2015

Received in revised form 29 October 2015

Accepted 2 December 2015

Available online 15 December 2015

Keywords:

Horse

Gait analysis

X-ray

Pressure force distribution

Footing

ABSTRACT

The underlying study to this article examined the effects of a broad variety of modified horseshoes on the phalangeal alignment, the pressure force distribution, and footing pattern on different grounds to establish a comparative database for future scientific and practical work. Twenty-five warmblood horses, allocated to five groups ($n = 5$), underwent radiographic and kinetic examinations for the barefoot hoof, a standard horseshoe, and a corresponding modified horseshoe in each group. A novel modified podoblock was used, and the kinetic examinations were carried out using two sensor foils simultaneously, while walking on four different types of ground. On firm ground, only side wedges caused significant changes in the orientation of the distal phalanx, whereas on penetrable ground, also, the wide branch shoe showed a tendential skewer orientation of the distal phalanx. The effects of a unilateral roller shoe did not differ significantly compared with a standard horseshoe. The orientation of the middle and proximal phalanx as well as the distal interphalangeal joint space symmetry showed no constant data. Moreover, pressure forces increased considerably beneath the supported regions of a wide branch shoe and side wedges. Side wedges showed an inconstant influence on the footing pattern. In conclusion, all examined modified horseshoes showed unwanted side effects which should be taken into account when planning an orthopedical treatment. Furthermore, different ground conditions can influence biomechanical parameters of horseshoes significantly.

© 2016 Elsevier Inc. All rights reserved.

1. Introduction

The interphalangeal joints of the equine toe are primarily constructed for flexion and extension in the sagittal plane [1]. Mediolateral movements and rotations are limited because of the shape of the bones, the articular congruence, and interconnected structures such as tendons and ligaments. Particularly, the metacarpophalangeal and

the proximal interphalangeal joint, examples for composed joints, are distinctly restricted in their lateral movements [1]. Both joints are fixed by various short ligaments, the mediolateral level in particular by collateral ligaments [1,2]. The composed distal interphalangeal joint is primarily a hinge joint but allows more lateral flexibility and rotation. In general, a wide range of short ligaments stabilize the articulation between the middle and distal phalanx [1,3].

However, horses have to deal with movements apart from the sagittal plan, that is, to counteract the asymmetrical bearing during walking on irregular surfaces or in turns [4]. Therefore, all joints of the distal limb are highly stressed during locomotion [5]. An asymmetrical weight

* Corresponding author at: Michael Hüppler, Institute of Veterinary Anatomy, Histology and Embryology, Faculty of Veterinary Medicine, Leipzig University, An den Tierkliniken, 43 04103 Leipzig, Germany.
E-mail address: michael-hueppler@web.de (M. Hüppler).

bearing caused by a misalignment of the limb or the hoof such as axial deviations or rotations is supposed to increase the unilateral load of the joints and the connected ligaments [3,6–8]. Clinicians postulate that a lateromedial foot imbalance is a predisposing factor for disorders of the hoof capsule (cracks) and joint lesions [9–11]. Therefore, corrective shoeing aims to improve the mediolateral orientation of the hoof or the phalanges [12]. Moreover, modified horseshoes are used to facilitate the lateral breakover during turns to relieve the joints and the connected structures [12]. Various orthopedical horseshoes were developed to optimize the interphalangeal joint space symmetry and to relieve the collateral ligaments for the treatment of articular disorders [3,13]. These unilateral modified horseshoes can alter the height (side wedge shoe), the weight bearing surface (wide branch shoe), and/or the breakover distance (roller shoes) to influence the biomechanics of the distal limb during stance and locomotion [14,15]. Nevertheless, the expected effects are based on biomechanical assumptions supported by studies of the functional anatomy of the interphalangeal articulations. Or the focus was on the impact of foot imbalance on the force application affecting the distal joints connected with the incidence of joint lesions [3,6–9,16]. There is a lack of knowledge how modified horseshoes actually change various interacting biomechanical parameters. Comprehensive examinations of the correlations between the effect on the phalangeal alignment, kinetic parameters, and the footing pattern caused by a side wedge, wide branch, and unilateral roller shoe under field conditions are missing. In addition, diseased horses are mainly kept and worked on soft ground. The need of investigations including the examination on various types of ground is obvious.

Therefore, the aims of the study on one hand side were to examine the effects of the application of side wedge, wide branch, and unilateral roller shoes on the phalangeal alignment of the distal equine toe bones. On the other hand side, the alteration of the pressure force distribution of the hoof capsule and the horseshoe created by said modified horseshoes as well as their influence on the individual footing pattern with regard to various ground conditions should be assessed [17].

The following hypotheses should be tested:

- (I) The application of unilateral modified horseshoes causes a change of the mediolateral alignment of the distal phalanx.
- (II) A change of the mediolateral alignment of the distal phalanx causes a corresponding alteration of the mediolateral orientation of the middle and proximal phalanx and affects the distal interphalangeal joint space symmetry (DIPS).
- (III) The tested modified horseshoes change the vertical pressure forces affecting the hoof.
- (IV) The application of a side wedge shoe should influence the individual footing pattern by shifting the site of the initial contact toward the wedged side.

It was generally assumed that the ground conditions influence the biomechanical effects of the modified horseshoes significantly.

2. Material and Methods

This article completes the evaluation of the data gathered within a comprehensive study to gather fundamental data on a broad variety of modified horseshoes [18]. The present article presents the data and findings for modified horseshoes altering the mediolateral height and surface.

2.1. Horses

The presented data were gathered in the groups B, C, and D (Table 1) each consisted of five clinically sound warmblood–crossbred horses. All horses were kept, fed, and worked at the same stable and under similar conditions.

This study was approved as an animal experiment by the Ethics Committee of the Saxonian state authority (Landesdirektion Sachsen, Office Leipzig, Permit No: 15-102/12). Client-owned horses were included with informed consent.

2.2. Shoeing

As described in a prior publication, the trimming and shoeing procedure followed a set protocol [18]. Thereby all barefoot hooves were trimmed in a similar manner, and the corresponding horseshoes were manufactured following homogenous criteria. The wide branch shoe and the side wedge shoe were manufactured using the fitted standard horseshoe (Werkman “Warrior,” 22 × 8 mm, Werkman Horseshoe Factory, 9711 Groningen, the Netherlands) of the left forelimb. For the creation of the unilateral roller shoe, a separate standard horseshoe (Werkman “Rider,” 21 × 10 mm, Werkman Horseshoe Factory, 9711 Groningen, the Netherlands) had to be used due to technical requirements. Further technical details are presented in Table 1.

2.3. Data Collection

All examinations were carried out at the left forelimb of each animal. Each horse underwent radiographic and kinetic examinations after trimming and immediately after the application of the standard and subsequently the modified horseshoe. All horses were examined directly after shoeing with no time to adapt to the specific modified horseshoe.

The setup for the radiographic and kinetic examinations was equivalent before examinations [18].

A frontal and lateral radiograph (Gierth HF80 MLul, GierthX-Ray International, Riesa, Saxony, Germany, SCOPE–XXS 80 C Detector Canon CXDI-80C wireless, Canon Inc, Tokyo, Ohta-ku) of the toe was obtained, with a standardized setup including an exposure factor of 60 kV and 0.2 mA/s and a set focus film distance of 29.53 inches. Both forelimbs were positioned parallel, equal weight bearing, and at the same height (3.54 inches). To ensure reproducible x-ray images for a quantitative radiographic measurement (MetronPXHoof version 6.04, EponaTech LLC, Creston, CA), the left hoof was permanently marked after trimming [19,20]. To examine the effects on the phalangeal alignment dependent on different ground properties, the

Table 1

Examined horseshoes and their technical specifics.

Group	Standard Horseshoe ^a	Modified Horseshoe	Preparation
B (N = 5) (9.1 years, 4.7 ft)	22 × 8 mm, rolled toe, toe clip	Wide branch shoe	Welding part ^b , lateral branch 1/3 wider, medial branch narrowed = ground contact surface less smaller hoof contact surface
C (N = 5) (8.9 years, 4.11 ft)	22 × 8 mm, rolled toe, two side clips (first and second nail hole)	Unilateral roller shoe	Side clips (second–third nail hole) ^c , lateral branch grinded at the outer side, from the fuller to the hoof contact surface of the shoe (first nail hole to the end of the branch), fuller welded shut and nail holes stamped new (Fig. 2)
D (N = 5) (8.9 years, 4.11 ft)	22 × 8 mm, rolled toe, 45°, one toe clip	Side wedge shoe	4° Elevation at the lateral side, plastic wedge pad ^d fixed between horseshoe and hoof

^a Werkman "Warrior," 22 × 8 mm, Werkman Horseshoe Factory, 9711 Groningen, the Netherlands.^b OrthoKit, Werkman Horseshoe Factory, 9711 Groningen, the Netherlands.^c Werkman "Rider," 21 × 10 mm, Werkman Horseshoe Factory, 9711 Groningen, the Netherlands.^d AS Keilsohlen, Strohm, Andreas Strohm Hufbeschlagartikel e.K., Düsseldorf, North Rhine-Westphalia, Germany.

podoblock (Metron Block, EponaTech LLC, Creston, CA, height: 2.36 inches, embedded reference marks) was equipped with a rim enabling the addition of a 3-cm wooden block changeable with a penetrable pad (VettecEqui-Pak/Soft 180 cc, Vettec, Oxnard, CA, 1.2 inches) without changing the technical setup.

The kinetic examination was carried out by using a sensor foil-based pressure measurement system (HoofTM System, TekScan Inc, South Boston, MA). To measure the pressure forces between horseshoe and ground and affecting the hoof itself, the horses were equipped simultaneously with two sensors (TekScan Modell#3200, TekScan Inc, South Boston, MA, sampling rate 240 fps thickness 0.15 mm, 1 mm inch shim). The positioning of the sensors was identical with prior examinations [18]. The kinetic examinations were carried out consecutively on four 30-m-long tracks of concrete, rubber mat, firm, and deep sand for 10 seconds.

2.4. Data Analysis

In the subsequent analysis, the data of the barefoot situation and standard horseshoes of the individual group (n = 5) were used as reference for the assessment of effects of the corresponding modified horseshoe as described for earlier analyses. No comparisons were drawn between horses and shoes of different groups.

Parameters of interest are shown in Fig. 1.

To evaluate the kinetic data of the pressure measurement system, an averaged pressure force distribution image was consulted. These images can be generated from six to seven regular strides (consistent, repeated footing pattern monitored with the Hoof Software, version 6.62, TekScan Inc, South Boston, MA) of each examination which also allowed an assessment of the individual footing pattern. As the focus of this publication lay on the medio-lateral pressure force distribution, the averaged images of all locomotion cycles of one measurement were divided into a lateral and medial hoof half of equal size.

2.5. Statistical Analysis

The statistical analysis (SigmaPlot version 11, Systat Software GmbH, Erkrath, Germany) with the

Mann–Whitney *U* test was not completely reliable as for certain parameters, the number of available animals was not sufficient to show a statistical significant difference in location. Nevertheless, the test shows tendencies for the examined parameters, which allows the drawing of conclusions for the examined modified horseshoes.

For this matter, a *P* value <.05 was considered significant and values 0.1 > *P* ≥ .05 were considered tendencies.

3. Results

3.1. Radiographic Examinations

The results of the radiographic examinations are given in Table 2.

Compared with a standard horseshoe, neither the wide branch nor the unilateral roller shoe showed significant changes of AP3 concerning the different ground conditions, whereas the application of side wedges had a significant impact beneath the wedged side of the hoof on firm ($3.51^\circ \pm 0.46^\circ$, *P* = .01) and penetrable ground ($1.41^\circ \pm 0.36^\circ$, *P* = .02). Nevertheless, in relation to firm ground, the effect of side wedges was significantly reduced on penetrable ground ($1.34^\circ \pm 0.51^\circ$, *P* = .01).

The examination of the orientation of the middle and proximal phalanx showed no constant data with regard to all examined horseshoe modifications and ground properties (Table 3). Severe individual variations were observable. However, the application of side wedges proved to have a significant and reproducible effect on the DIPS in relation to barefoot hooves as well as standard horseshoes on firm and penetrable ground.

None of the examined modified horseshoes showed significant effects on the dorsopalmar toe bone alignment in comparison with a standard horseshoe on either firm or penetrable ground.

In general, the application of horseshoes affected the dorsopalmar Toe-Support-Ratio by shifting the relations in favor of the supporting area. In relation to a barefoot hoof, this parameter was significantly reduced by the side wedge ($4.34\% \pm 1.81\%$, *P* = .04) and the unilateral roller shoe (*P* = .02), whereas the wide branches shoe showed a lower value of $1.31\% \pm 0.92\%$ with no statistical significance (*P* = .4). In comparison with standard horseshoes, this parameter

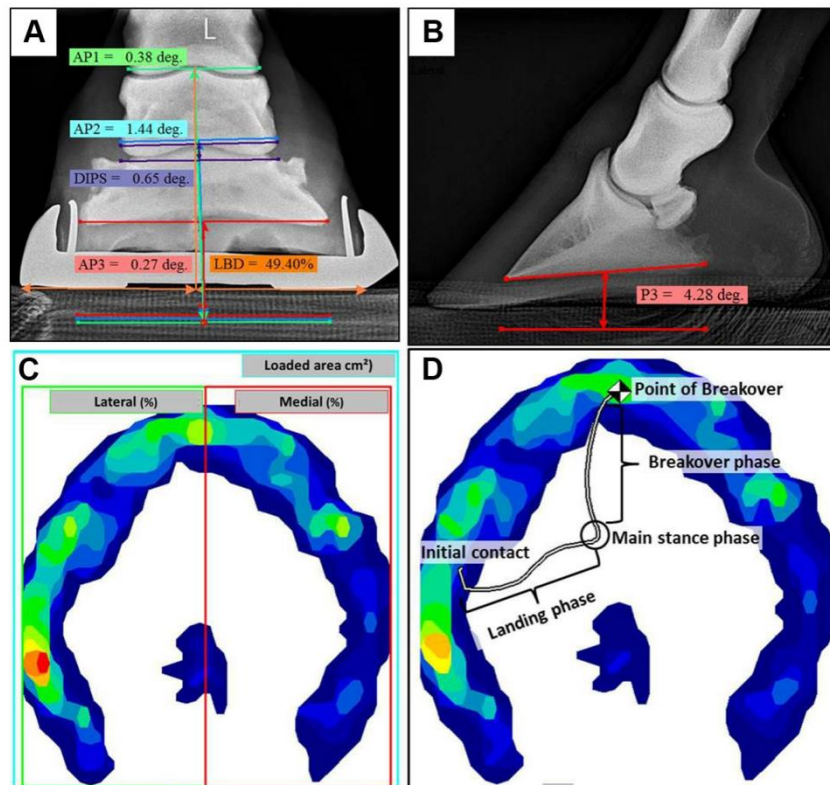


Fig. 1. Parameters of interest for the radiographic and kinetic examinations [(A) radiograph 0°, (B) radiograph 90°, (C) mediolateral pressure force distribution in the averaged pressure force image, and (D) footing pattern]. AP1, angle between the first phalanx (condyles) and the ground (0°); AP2, angle between the second phalanx (condyles) and the ground (0°); AP3, angle between the solar margin of the distal phalanx and the ground (0°); DIPs, distal interphalangeal joint space symmetry; LBD, lateral breakover distance; P3, angle between the solar margin of the distal phalanx and the ground (90°).

showed no significant alteration. The lateral breakover distance decreased significantly ($P = .01$) by about $5.66\% \pm 1.06\%$ in comparison with a standard horseshoe when applying a unilateral roller shoe.

3.2. Kinetic Data

The mediolateral pressure force distribution showed that for barefoot hooves and standard horseshoes, the highest pressure was located beneath the lateral half of the hoof. The highest lateral load occurred barefoot on firm ground with $64.3\% \pm 9.4\%$ in group B, $63.88\% \pm 12.5\%$ in group C, and $60.2\% \pm 7.92\%$ in group D. The application of standard horseshoes did not significantly alter this parameter (B: $58.50\% \pm 3.23\%$, C: $61.64\% \pm 12.93\%$, D: $54.78\% \pm 4.79\%$). On penetrable ground, pressure forces beneath the barefoot hooves and standard horseshoes showed a clear tendency to be distributed more evenly (B: $53.18\% \pm 7.67$, $P_B = 0.11$, C: $59.18\% \pm 8.13\%$, $P_C = 0.09$, D: $55.4\% \pm 4.44\%$, $P_D = 0.14$) in relation to firm ground. With a standard horseshoe, this effect increased (B: $52.35\% \pm 2.86$, C: 48.28 ± 7.7 , D: $49.06 \pm 7.4\%$). In comparison with firm ground, pressure forces affecting the hoof capsule were distributed tendentially more evenly on penetrable ground ($P_B = 0.06$, $P_C = 0.21$, $P_D = 0.14$), whereas the difference between the load of a barefoot hoof and a shod hoof was

not significantly different ($P_B = 0.88$, $P_C = 0.84$, $P_D = 0.3$) on penetrable ground.

The values for the size of the loaded area of the shoe and the hoof are shown in Table 4.

Although the wide branch shoe increased the loaded area and both side wedge shoe and unilateral roller shoe reduced the loaded area of the shoe and for the hoof, none of these changes proved to have any significance.

The evaluation of the effect on the mediolateral pressure force distribution (Fig. 2) showed that after the application of a wide branch shoe, the pressure tended to increase between the widened lateral branch and firm ground ($8.73\% \pm 2.98\%$, $P = .06$). On penetrable ground, distinct pressure peaks were observable beneath the lateral branch of the shoe. This effect on the pressure force distribution was directly transmitted to the hoof capsule. On firm ground, the lateral regions of the hoof were significantly more loaded ($9.2\% \pm 3.07\%$, $P = .03$), whereas on penetrable ground, distinct pressure peaks were observable beneath the widened branch.

The application of a unilateral roller shoe proved to have no significant influence on the mediolateral pressure force distribution in this study. The increased pressure beneath a side wedge ($10.1\% \pm 4.84$) on firm ground in comparison with a standard horseshoe did not prove to be statistically relevant ($P = .21$). However, the pressure affecting the wedged side decreased significantly on penetrable ground ($P = .01$). The

Table 2

Results of the radiographic examinations for the individual modified horseshoes calculated as differences between barefoot hooves and standard horseshoes on the examined grounds (firm and penetrable).

Shoe Wide Branch Shoe				
	Diff. to Barefoot		Diff. to Standard	
Ground	Firm	Penetrable	Firm	Penetrable
AP3 (°)	-0.02 ± 0.12	1.14 ± 0.32	-1.94 ± 0.05	0.85 ± 0.61
AP2 (°)	0 ± 0.67	-0.12 ± 1.74	0.46 ± 1.95	-0.43 ± 1.64
AP1 (°)	0.49 ± 1.56	-0.35 ± 2.26	-0.17 ± 1.69	-0.49 ± 2.38
DIPS (°)	0.06 ± 0.34	0.24 ± 1.09	-0.22 ± 0.69	0.19 ± 1.21
P3 (°)	0.1 ± 0.26	0.41 ± 1.12	0.14 ± 0.24	0.34 ± 0.51
Shoe Unilateral Roller Shoe				
	Diff. to Barefoot		Diff. to Standard	
Ground	Firm	Penetrable	Firm	Penetrable
AP3 (°)	-0.09 ± 0.13	-0.76 ± 1.14	-0.06 ± 0.11	-0.43 ± 1.14
AP2 (°)	-0.95 ± 1.83	-1.44 ± 3.26	0.04 ± 1.15	0.46 ± 1.59
AP1 (°)	-1.13 ± 2.56	-0.75 ± 2.64	-0.14 ± 3.0	0.11 ± 1.91
DIPS (°)	-0.61 ± 0.78	-0.27 ± 1.85	-0.2 ± 0.45	0.28 ± 0.58
P3 (°)	-0.18 ± 0.13	-1.07 ± 0.64	0.08 ± 0.28	-0.4 ± 0.44
Shoe Side Wedge Shoe				
	Diff. to Barefoot		Diff. to Standard	
Ground	Firm	Penetrable	Firm	Penetrable
AP3 (°)	3.55 ± 0.4	1.19 ± 0.53	3.5 ± 0.46	1.41 ± 0.36
AP2 (°)	0.43 ± 0.38	-0.67 ± 1.57	0.85 ± 1.7	0.4 ± 2.35
AP1 (°)	-0.57 ± 0.82	-0.99 ± 2.6	0.38 ± 1.54	-0.42 ± 1.17
DIPS (°)	1.76 ± 0.81	0.96 ± 0.55	1.66 ± 0.97	1.13 ± 1.03
P3 (°)	0.26 ± 0.31	0.3 ± 0.37	1.36 ± 1.2	0.59 ± 0.64

Abbreviations: AP1, angle between the first phalanx (condyles) and the ground (0°); AP2, angle between the second phalanx (condyles) and the ground (0°); AP3, angle between the solar margin of the distal phalanx and the ground (0°); DIPS, distal interphalangeal joint space symmetry; P3, angle between the solar margin of the distal phalanx and the ground (90°); SD, standard deviation.

Mean values of the examined parameters ± SD (n = 5 per shoe, left forelimb).

forces affecting the hoof capsule turned out to be even higher; on firm ground, the lateral hoof showed a clear tendency to be affected by higher pressure forces (15.24% ± 4.85%, $P = .06$). Similar to the effect beneath the shoe, the pressure forces affecting the lateral wedged side of the hoof decreased significantly ($P = .01$) on penetrable ground.

3.3. Footing Pattern

The examination of the individual footing pattern (Fig. 3) showed that the application of a wide branch shoe did not alter this parameter distinctly. Only two of five horses showed a slightly intensified landing on the widened branch.

After applying the unilateral roller shoe, two horses showed an initial contact slightly shifted toward the rolled branch. In addition, two animals showed an enhanced rollover over the lateral branch during breakover.

Two of five horses showed the initial contact at the medial half of the hoof before any treatment. After the application of a side wedge, only in one of these animals a planer footing was observable (initial contact with the ground with all parts of the weight bearing surface of the shoe simultaneously). In one horse showing a physiological plane footing, a slight

Table 3

Individual changes during one measurement of AP1, AP2, AP3, and DIPS after the application of a standard and a wide branch shoe in each horse of group A.

AP3 (°)		
Horse	Standard Shoe	Wide Branch Shoe
1	-0.64	0.00
2	1.21	1.25
3	1.44	3.07
4	1.19	2.18
5	1.72	2.75
AP2 (°)		
Horse	Standard Shoe	Wide Branch Shoe
1	2.52	0.42
2	3.39	4.07
3	1.74	-0.49
4	0.93	1.08
5	1.79	3.15
AP1 (°)		
Horse	Standard Shoe	Wide Branch Shoe
1	3.04	0.49
2	2.51	5.71
3	3.02	0.91
4	1.53	0.01
5	2.58	3.12
DIPS (°)		
Horse	Standard Shoe	Wide Branch Shoe
1	0.84	0.03
2	0.76	2.93
3	1.58	0.90
4	2.26	2.11
5	-0.87	-0.46

Abbreviations: AP1, angle between the first phalanx (condyles) and the ground (0°); AP2, angle between the second phalanx (condyles) and the ground (0°); AP3, angle between the solar margin of the distal phalanx and the ground (0°); DIPS, distal interphalangeal joint space symmetry.

alteration of the initial contact toward the wedged side occurred. In the rest of the horses, an initial contact with the lateral hoof wall was visible. In one of these horses, a slight reinforcement of its individual gait pattern was observable, whereas the other one showed no distinct changes.

4. Discussion

4.1. Phalangeal Alignment

The intention of change the phalangeal alignment is a specific relief of diseased structures [3,13]. Therefore, the alteration of the bone alignment needs to be calculable and reproducible. Regarding our first hypothesis, it was demonstrated that the changes in the position of the distal phalanx in relation to the ground for a chosen modified horseshoe were quite predictable and reproducible.

In the present study, the application of a wide branch shoe led to an elevation of the distal phalanx at the supported side solely on penetrable ground. The wider branch reduced the penetration of the lateral side, whereas the narrowed medial branch sinks into the ground easily. However, it is likely that the properties of different penetrable grounds will alter the degree and consistency of this effect significantly. It can generally be assumed that the main indication for the application of a wide branch shoe is

Table 4Size of the loaded area (cm², n = 5, left forelimb).

Group	A			P Value ^a
	Barefoot	Standard	Wide Branch	
Between horseshoe and ground				
Concrete		62.61 ± 8.82	73.19 ± 21.07	.40
Rubber		68.49 ± 10.20	78.50 ± 16.38	.53
Hard sand		77.32 ± 18.39	86.71 ± 17.33	.40
Deep sand		145.29 ± 41.87	153.98 ± 46.17	.68
Between horseshoe and hoof				
Concrete	65.55 ± 15.91	41.96 ± 10.04	48.93 ± 9.84	.40
Rubber	71.74 ± 15.79	42.89 ± 10.58	49.39 ± 8.85	.40
Hard sand	85.74 ± 22.50	44.64 ± 11.88	51.30 ± 9.77	.40
Deep sand	154.53 ± 51.86	65.24 ± 24.60	75.29 ± 27.79	.68
Group	B			P Value ^a
	Barefoot	Standard	Side Wedge	
Between horseshoe and ground				
Concrete		64.55 ± 3.86	62.71 ± 5.82	.92
Rubber		70.50 ± 7.22	67.77 ± 5.59	.53
Hard sand		80.10 ± 8.33	79.43 ± 7.46	.84
Deep sand		148.54 ± 8.11	149.05 ± 10.75	.84
Between horseshoe and hoof				
Concrete	87.09 ± 13.93	49.33 ± 4.21	52.93 ± 5.32	.29
Rubber	91.82 ± 14.50	50.27 ± 3.34	52.99 ± 5.49	.35
Hard sand	110.06 ± 12.21	51.31 ± 3.90	54.16 ± 6.43	.53
Deep sand	158.85 ± 5.46	67.64 ± 8.53	63.12 ± 8.08	.21
Group	C			P Value ^a
	Barefoot	Standard	Unilateral Roller	
Between horseshoe and ground				
Concrete		69.46 ± 11.84	64.11 ± 13.44	.40
Rubber		72.15 ± 9.63	65.19 ± 12.53	.29
Hard sand		86.08 ± 15.82	83.07 ± 14.54	.53
Deep sand		132.9 ± 38.90	141.88 ± 27.39	.39
Between horseshoe and hoof				
Concrete	66.31 ± 14.39	45.09 ± 5.94	50.22 ± 3.94	.21
Rubber	70.98 ± 12.39	45.31 ± 5.10	50.27 ± 4.93	.14
Hard sand	98.48 ± 17.19	45.88 ± 5.21	51.33 ± 4.63	.14
Deep sand	128.93 ± 26.71	57.44 ± 8.88	61.78 ± 8.29	.53

^a P values calculated for standard horseshoes and modifications (considered significant if $P < .05$).

to change the phalangeal alignment to influence the joint space symmetry and to achieve a relief of the diseased collateral ligaments or unilateral arthropathies [14]. Except from the traditional indication to increase the unilateral support of irregular hoof, the use of a wide branch shoe cannot achieve a therapeutical effect on firm ground.

A unilateral roller shoe showed no statistical significant differences compared with a standard horseshoe because this modification is mainly used to improve the lateral breakover during footing, for example, in horses affected by joint disorders [15].

After the application of a side wedge, not the whole, 4° of the wedge was transmitted directly to the distal phalanx. This effect is comparable to the results of Caudron et al [6] where 1.5° to 2° of the elevation height of different parts of the hoof was not directly passed to the distal phalanx. An explanation might be the flexibility of the hoof capsule and interior tissues of the hoof, which compensate partial elevations of different hoof regions [21].

Related to our second hypothesis, it was not possible to alter the alignment of the middle and proximal phalanx by using the described modified horseshoes. Several individual variations occurred, which makes the therapeutical

use of the modified horseshoes, methodically based on a change in the mediolateral phalangeal alignment, hard to estimate. This supports the results of Caudron et al [6] who showed no significant changes of the alignment of the middle phalanx through a unilateral elevation of the hoof. However, especially the wide branch shoe is used for treating desmopathies of the collateral ligaments and unilateral arthropathies aiming to affect the joint space symmetry [3,13,14]. These effects could not be confirmed in all cases; it is likely that factors such as the technical approach, the load, and the individual body conformation may be able to overcast the effects of the modified horseshoes.

Contrary, the application of the side wedge shoe caused a constant unilateral narrowing of the lateral aspect of the DIPs on the elevated side on firm ground. In general, this strong alteration of the joint space symmetry should be used carefully. The relaxation of the collateral ligament at the wedged side causes more load for the articulating bones at the elevated side and additional strain for the opposite collateral ligament.

Another possibility to treat joints affected by articular disorders is to minimize the mediolateral breakover distance. To minimize the load caused by acting lever arms

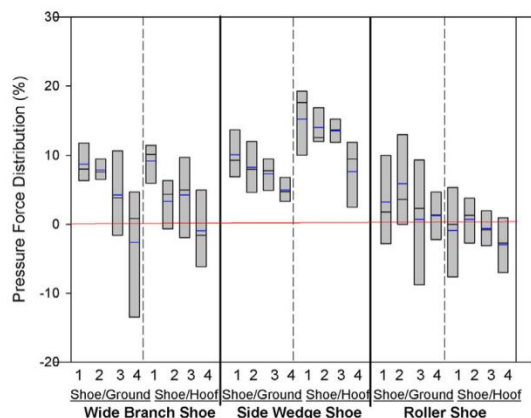


Fig. 2. Differences in pressure force distribution beneath the lateral hoof side for all examined modified horseshoes in relation to a standard horseshoe on all four types of ground (1, concrete; 2, rubber; 3, hard sand; and 4, deep sand) between shoe/ground and between shoe/hoof ($n = 5$), mean line.

during motion in turns, unilateral or full roller shoes can be applied [15,22]. In the present study, a significant reduction of the lateral lever arm was visible which likely facilitates rollover. This will most likely reduce the strain on the joints and collateral ligaments, as well as reduce the tensile forces affecting the hoof wall and the suspensory apparatus of the distal phalanx [14,15].

4.2. Kinetic Data

With regard to our third hypothesis, it could be proven that the application of a side wedge shoe or a wide branch shoe led to increased pressure forces beneath the modified

hoof side. Depending on the conformation of the hoof, the widened branch of a wide branch shoe can load parts of the sole additionally. Furthermore, the modified side is affected by tendential higher pressure forces on firm ground inducing distinct pressure peaks, which is neutralized on penetrable grounds. Horses with flat, sensible, or thin soles may feel uncomfortable because of the high pressure in this region. The creation of a sole relief at the widened branch would be helpful to offer more comfort in these horses [23].

In general, the effect of the unilateral roller shoe on the mediolateral pressure force distribution did not differ significantly from a standard horseshoe.

Studies, which examined the effects of side wedges on the center of force (CoF) [24,25], found that the application of a lateral or medial wedge shifted the CoF toward the wedged side. This may cause an asymmetrical weight bearing of the foot. In accordance with the findings of Colahan et al [25], distinct higher pressure with associated pressure peaks was observed beneath the wedged side on all grounds. On penetrable ground, this effect was minimized due to the sink in of the medial side of the hoof.

It should be considered that the described increase of unilateral pressure forces when applying a side wedge or wide branch shoe might lead to a crushing of the coronary band. The affected side might show a compression of the hoof cartilage and tensions in the corresponding areas of the hoof capsule. Horn cracks of the lateral wall might be the consequence [26].

4.3. Footing Pattern

The influence of modified horseshoes which alter the surface on the footing pattern is significantly smaller compared with modifications changing the partial height.

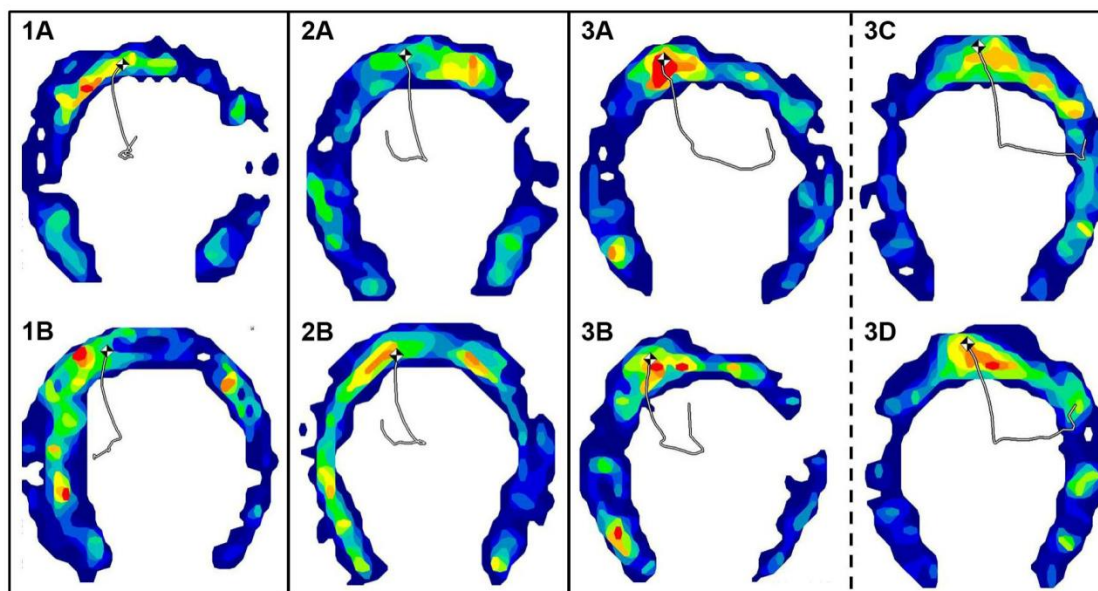


Fig. 3. Influence on the footing pattern—horses shoed with a: 1A standard horseshoe, 1B wide branch shoe, 2A standard horseshoe, 2B unilateral roller shoe, 3A standard horseshoe (medial landing), 3B lateral side wedge, 3C standard horseshoe (medial landing), and 3D lateral side wedge.

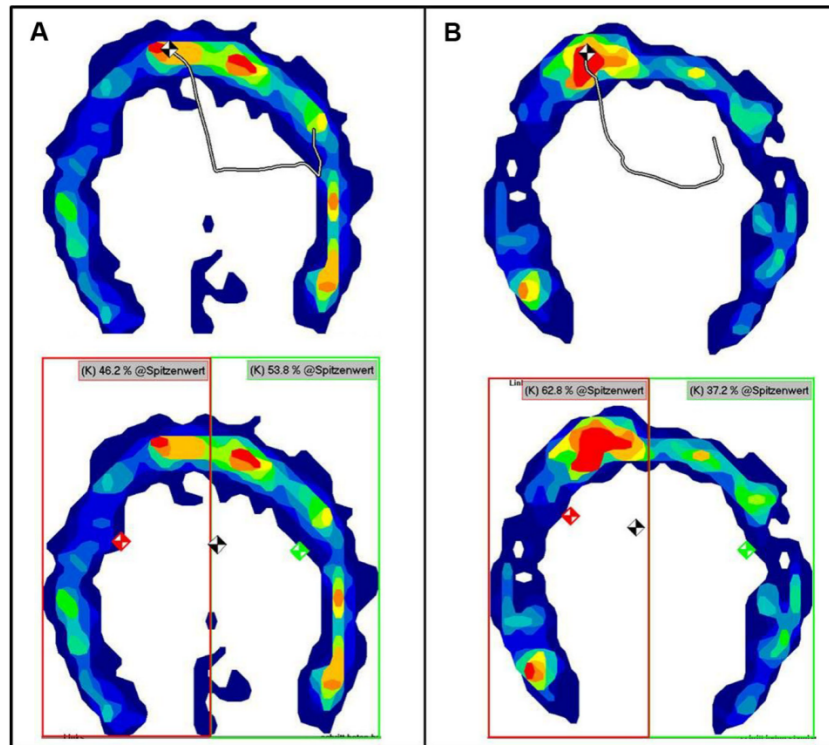


Fig. 4. Relation between initial contact and mediolateral pressure force distribution/CoF in two horses [(A) and (B), barefoot] before shoeing with a side wedge. CoF, center of force.

The side wedge shoe is mainly used for the correction of the footing pattern if a distinct unilateral initial contact of the hoof is visible. According to other studies [27], this is related to higher stress on joints and ligaments of distal equine limb due to the increased impact peak. Therefore, the creation of a plane footing can relieve said structures and aid in a therapeutical treatment of articular disorders. However, in the apparent study, a 4° elevation of the lateral side with a side wedge did not alter the footing pattern constantly. Therefore, hypothesis four could not be proven, two of the examined horses were able to completely compensate the effect of the side wedge. In the field, the optimal position and height of the wedges are ideally evaluated in several trials to find the location in which the footing pattern is affected in the intended way. Nevertheless, depending on the individual body conformation, the intended change of the footing pattern might not always be achievable. It is the authors' belief that the more proximal the triggering malformations in the locomotor system occur, the less likely the resulting undesired footing can be affected. Additionally, it has to be considered that next to the impact peak during the initial contact, the distal limb is loaded mainly during the main stance phase. As shown in the example (Fig. 4), a unilateral landing is not automatically connected to an unequal weight bearing or displaced CoF during the main stance phase [27]. It should be considered carefully in each case whether the benefits of a plane landing outweigh an unequal loading during the main stance phase.

5. Conclusion

In general, it is likely that the effects of the examined modified horseshoe can be superimposed by factors such as the body conformation, the temporary load, and the ground properties. To achieve optimal results and support the diseased structures without damaging surrounding structures, an exact diagnosis and comprehensive preliminary tests are essential. Additional diagnostics, such as provocation tests to examine the mediolateral joint mobility or the usage of the hoof testing tong to assess the pressure tolerance of various regions of the sole, can help to choose and prepare the best fitting modified horseshoe for each horse. Nevertheless, the application of all orthopedical horseshoes should be temporary limited due to unintended side effects. All the examined parameters can be significantly influenced by different grounds. This is especially important regarding box or arena-bedding material horses are worked on during their recovery period. A clear communication between veterinarian, farrier, and horse owner concerning the management of the orthopedical patient is advisable to achieve optimal therapeutical results.

Acknowledgments

The authors especially thank Prof. Dr. Christoph Mülling, Werkman Horseshoe Factory, Christel Werkman, Hero Werkman, Dr. Dirk Wilken, Dr. Charlotte von Zadow,

Elizabeth Kelly, Palomino Stud Farm Kappe (Neustadt/Orla, Germany) for their assistance and technical input. F.H. as executive farrier for this study was irreplaceable and had no financial interest of any kind concerning the present study. Werkman Horseshoes Factory, Groningen, the Netherlands offered financial support and the materials to conduct this study. F.H. participated as executive farrier in the data collection portion of this study.

References

- [1] Dyce KM, Sack WO, Wensing CJ. The forelimb of the horse. In: Dyce KM, Sack WO, Wensing CJ, editors. Textbook of veterinary anatomy. 4th ed. St. Louis, Mo: Saunders/Elsevier; 2010. p. 587–623.
- [2] Denoix J. Dissections of the equine fetlock. In: Denoix J, editor. The equine distal limb: Atlas of clinical anatomy and comparative imaging. 4th ed. London: Manson; 2005. p. 243–79.
- [3] Denoix JM. Functional anatomy of the equine interphalangeal joints. Annual Convention of the AAEP, Albuquerque, New Mexico; 1999.
- [4] Chateau H, Holden-Douilly L, Robin D, Falala S, Pourcelot P, Estoup P, et al. Biomechanical analysis of hoof landing and stride parameters in harness trotter horses running on different tracks of a sand beach (from wet to dry) and on an asphalt road. *Equine Vet J Suppl* 2010; 38:488–95.
- [5] Chateau H, Degueurce C, Denoix J-M. Three-dimensional kinematics of the equine distal forelimb: effects of a sharp turn at the walk. *Equine Vet J* 2005;37:12–8.
- [6] Cauldron I, Grulke S, Farnir F, Aupaix B, Serteyn D. Radiographic assessment of equine interphalangeal joints asymmetry: articular impact of asymmetric bearings (part II). *J Vet Med A* 1998;45:327–35.
- [7] Chateau H, Degueurce C, Jerbi H, Crevier-Denoix N, Pourcelot P, Audigé F, et al. Three-dimensional kinematics of the equine interphalangeal joints: articular impact of asymmetric bearing. *Vet Res* 2002;33:371–82.
- [8] Viitanen MJ, Wilson AM, McGuigan HP, Rogers KD, May SA. Effect of foot balance on the intra-articular pressure in the distal interphalangeal joint in vitro. *Equine Vet J* 2003;35:184–9.
- [9] Balch OK, White K, Butler D. How lameness is associated with selected aspects of hoof imbalance. Proceedings: 39th Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, San Antonio, 1993.
- [10] Kroekenstoel AM, van Heel MC, van Weeren PR, Back W. Developmental aspects of distal limb conformation in the horse: the potential consequences of uneven feet in foals. *Equine Vet J* 2006;38:652–6.
- [11] Moyer W, Schumacher J. Hoof balance and lameness: commentary. *Equine Med Rev* 1996;6:1–4.
- [12] Balch OK, Butler D, Collier MA. Balancing the normal foot: hoof preparation, shoe fit and shoe modification in the performance horse. *Equine Vet Educ* 1997;9:143–54.
- [13] Gregory C. Chapter 27: shoe modifications. In: Gregory C, editor. Gregory's textbook of farriery. 1st ed. Lamar, Mo: Heartland Horseshoeing School; 2011. p. 245–57.
- [14] Denoix J, Chateau H, N Crevier-Denoix. Corrective shoeing of equine foot injuries. Proceedings: Geneva Congress of Equine Medicine and Surgery, Geneva Congress of Equine Medicine and Surgery, Geneva, Switzerland; 2007.
- [15] Gregory C, editor. Gregory's textbook of farriery. 1st ed. Lamar, Mo: Heartland Horseshoeing School; 2011.
- [16] Dyson SJ. Lameness due to pain associated with the distal interphalangeal joint: 45 cases. *Equine Vet J* 1991;23:128–35.
- [17] Willemen MA, Savelberg HH, Barneveld A. The effect of orthopaedic shoeing on the force exerted by the deep digital flexor tendon on the navicular bone in horses. *Equine Vet J* 1999;31:25–30.
- [18] Hagen J, Häfner FS, Hüppler M, Geiger SM, Daniela M. Modifying the surface of horseshoes: effects of Eggbar, Heartbar, Open Toe and Wide Toe shoes on the phalangeal alignment, pressure distribution and the footing pattern. *J Equine Vet Sci*, 2015.
- [19] Cauldron I, Miesen M, Grulke S, Vanschepdael P, Leroy P, Serteyn D. Radiological assessment of the effects of a full rolling motion shoe during asymmetrical bearing. *Equine Vet J Suppl* 1997;29(S23):20–2.
- [20] Rocha JV, Lischer CJ, Kummer M, Hässig M, Auer JA. Evaluating the measuring software package Metron-PX for morphometric description of equine hoof radiographs. *J Equine Vet Sci* 2004;24: 347–54.
- [21] Nickel R. Über den Bau der Hufhörchen und seine Bedeutung für den Mechanismus des Pferdehufes. *Morph Jb* 1938;82:119–60.
- [22] O'Grady SE, Poupard DA. Physiological horseshoeing: an overview. *Equine Vet Educ* 2001;13:330–4.
- [23] Litzke L. Orthopädischer Beschlag bei Erkrankungen des Bewegungsapparates. In: Litzke L, Rau B, Ruthe H, editors. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6th ed. Stuttgart: Enke; 2012. p. 218–77.
- [24] Wilson AM, Seelig TJ, Shield RA, Silverman BW. The effect of foot imbalance on point of force application in the horse. *Equine Vet J* 1998;30:540–5.
- [25] Colahan P, Leach D, Muir G. Centre of pressure location of the Hoof with and without Hoof Wedges. *Equine Exerc Physiol* 1991;3: 113–9.
- [26] Castelijns HH. Pathogenesis and treatment of spontaneous quarter cracks—quantifying vertical mobility of the hoof capsule at the heels. *Pferdeheilkunde* 2006;22:569–76.
- [27] Clayton HM, Schamhardt HC. Measurement techniques for gait analysis. In: Back W, Clayton HM, editors. *Equine locomotion*. 2nd ed. Edinburgh: Saunders Elsevier; 2013. p. 31–60.

4 Diskussion

4.1 Material und Methoden

4.1.1 Röntgenuntersuchung

Die Anwendung von Röntgenuntersuchungen zur Untersuchung statischer Fragestellungen im Bereich der distalen Gliedmaße des Pferdes ist, trotz einiger Unterschiede hinsichtlich der Definition einzelner Messpunkte, inzwischen hinreichend wissenschaftlich belegt und validiert (CAULDRON et al. 1998a, CAULDRON et al. 1997). Durch die Etablierung verschiedener Markierungskonzepte und Messprotokolle (KUMMER et al. 2006, PAGE 2001), lassen sich Röntgenuntersuchungen unter verschiedenen Bedingungen und in verschiedenen Bearbeitungszuständen sehr gut reproduzieren.

Jedoch ergeben sich aus den in Kapitel 2.3.1.1 aufgeführten Einschränkungen der Röntgentechnik Zweifel hinsichtlich ihrer Aussagekraft für dynamische Prozesse. Insbesondere der Schnappschusscharakter von Röntgenaufnahmen, der lediglich Aussagen für einen einzelnen Moment ermöglicht, steht hier im Vordergrund. Belastungsänderungen der Gliedmaßen, welche der Gleichgewichtserhaltung des Tieres dienen und nicht zwangsläufig makroskopisch für den Untersucher in Erscheinung treten müssen, könnten bereits Einfluss auf die Messung insbesondere der Gelenkspaltsymmetrien haben. Somit ist die Aussagekraft von Röntgenbildern hinsichtlich der Gelenksymmetrien, welche zum Teil für eine Beschlagsempfehlung oder –beurteilung herangezogen werden (ROCHA et al. 2004), zumindest fraglich. Darstellungen dieser Strukturen unter Belastung in fortlaufenden Bildern über mehrere Sekunden würden hier durch Mittelung der gemessenen Werte deutlich sicherere Ergebnisse liefern. Eine Methode, welche solche Daten liefern könnte wäre die von ROACH et al. (2014) bereits am bewegten Pferd beschriebene und von PANAGIOTOPOULOU et al. (2016) in einer Fallstudie angewandte Hochfrequenz-Fluoreszenzkinematographie. Datensätze aus uniplanaren Aufnahmen dieser Methode könnten demnach bereits die oben beschriebenen Restriktionen der Röntgenprojektionen überwinden. Darüber hinaus kann aber mit Hilfe von biplanaren Aufnahmen (CT des untersuchten Tieres vorausgesetzt) auch eine dreidimensionale Rekonstruktion der bewegten Knochensäule erstellt werden, was die Aussagekraft und Genauigkeit in Bezug auf die Gelenkbewegungen zusätzlich erhöht (GEIGER et al. 2018). Die Erstellung, Anwendung und Interpretation solcher Datensätze für das Großtier befindet sich derzeit aber noch in der Entwicklung, ist für Versuchsgrößen wie in diesem Fall noch zu aufwändig und könnte auch nicht den Anspruch einer feldtauglichen Applikation erfüllen.

Ein weiteres Problem ist wie bereits aufgeführt der Summationscharakter von Röntgenbildern. Die korrekte Identifikation von Strukturen für wissenschaftliche Messungen kann somit durch Überlagerungen erschwert bis unmöglich werden (MOLEMAN et al. 2005, PARK und

LEBEL 1989). Dazu ergeben sich technische Einflüsse wie Verzerrung und Vergrößerung der Aufnahmen je nach Aufnahmetechnik und Aufnahmeprotokoll des Untersuchers (PAGE 2001). Technische Einflüsse können durch Abstandshalter in Form von Lasern, vorgegebenen Nutzerprotokollen und softwarebasierter Kalibration der Bilder wie in dieser Studie zu einem großen Teil normalisiert werden. Der Einfluss von beispielsweise individuell sehr unterschiedlich geformten Hufbeinen mit zum Teil sehr undeutlichen Konturen hingegen bleibt. Messungen basierend auf 3D-Rekonstruktionen aus CT-Untersuchungen würden in dieser Hinsicht eine höhere Genauigkeit für etablierte Messparameter gewährleisten (MARNERIS und DYSON 2014, WIDMER 2009). Allerdings ist die Verfügbarkeit dieser Technik begrenzt. Außerdem sind Aufwand und die Invasivität (im Speziellen die notwendige Narkose) für Untersuchungen der distalen Gliedmaße im Vergleich zum Röntgen wesentlich höher. Deshalb und weil verschiedene Untersuchungen belegen, dass der Messfehler durch Erfahrung in der Vermessung von Röntgenbildern deutlich minimiert werden kann (ROCHA et al. 2004), sind Röntgenuntersuchungen nach wie vor die erste Wahl zur Untersuchung von Längen- und Lageverhältnissen von Knochen und Gelenken der distalen Gliedmaße. Auch im Rahmen der Verfügbarkeit zeigt sich für Röntgenaufnahmen die höchste Applikationsfähigkeit im Feld. Voraussetzung für optimale Ergebnisse von Röntgenuntersuchungen bleiben dennoch ein möglichst standardisiertes Mess- und Auswertungsprotokoll. Für das Pferd sollte dieses Protokoll in Anlehnung an den Röntgeleitfaden Stand 2018, sowie nach wissenschaftlichen Erkenntnissen von CAULDRON et al. (1998a), KUMMER et al. (2006), ROCHA et al. (2004) und PAGE (2001) mindestens folgende Variablen berücksichtigen:

Vorbereitung

- Reinigung
- Markierung
 - Hufmitte
 - Breiteste Stelle
- Positionierung (Lagerung)
 - Hufe gleich hoch
 - Gerade Körperachse
 - Kopf erhoben
 - Visuell gleichmäßige Belastung

Aufnahme

- Geräteeinstellung beachten
- Korrekte Abstände einhalten

- Objekt-Röhre
- Objekt-Film/Detektor
- Positionierung Zentralstrahl

Nachbereitung

- Bildkontrolle (eigenes Protokoll)

Der Einsatz eines modifizierten Röntgenblocks zur Untersuchung verschiedener Bodeneinflüsse während der Röntgenuntersuchung war erfolgreich. Berücksichtigt man, hinsichtlich der Auswertbarkeit der Bilder, die Strahlendurchlässigkeit der entsprechenden Materialien, können auf diese Weise nahezu beliebig viele Bodeneigenschaften untersucht werden.

4.1.2 Druckmessung

In der vorliegenden Studie wurden erstmals die Interaktionen sowohl des Hufes mit dem Beschlag, als auch des Beschlages mit dem Boden hinsichtlich der Druckverhältnisse simultan aufgezeichnet. Die Evaluierung beider Ebenen ermöglicht zum Teil grundlegend neue Einblicke in die Wirkung von orthopädischen Beschlägen und deren Auswirkung für die Belastungssituation der Hufkapsel. Obwohl in diesem Zusammenhang weiterführende Erkenntnisse gewonnen werden konnten, stellen sie aber dennoch nur eine weitere Annäherung dar und lassen derzeit nur indirekte Rückschlüsse, beispielsweise auf die Krafteinwirkung auf das Hufbein sowie darüber liegende Strukturen oder den Einfluss auf die Gefäßarchitektur der sensiblen Hufregion zu.

Die Verwendung eines folienbasierten Messsystems im Vergleich zur alternativen Anwendung von Druckmessplatten oder Druckschuhen, hat sich hinsichtlich seiner großen Flexibilität und makroskopisch geringen Einwirkung auf die Bewegungsabläufe der untersuchten Tiere bewährt. Der Einsatz des TekScan Hoof System™ zur Visualisierung der Druckverteilung im Sohlenbereich des Pferdehufes ist dabei in verschiedenen vorangegangenen Studien erfolgreich eingesetzt und evaluiert worden (LANGE et al. 2012, REILLY 2010). Durch die Möglichkeit Sensoren den individuellen Hufen anzupassen sowie verschiedentlich am Huf zu fixieren (nageln, kleben, tapen) und in bestimmten Grenzen auch unterschiedliche Bodeneigenschaften abzubilden ergibt sich ein erheblicher informationeller Mehrwert dieser Messmethode. Im Vergleich zu den zuvor genannten sonstigen Untersuchungsmethoden zeigt sich zudem auch eine hohe klinisch-praktische Adaptationsfähigkeit. Durch eine sehr hohe Ortsauflösung der Druckmesszellen innerhalb eines Sensors kann zusätzlich zur Druckverteilung auch eine sehr detaillierte Aufzeichnung der individuellen Fußung erfasst werden. Diese Muster weisen nach aktuellen Untersuchungen durch NAUWELAERTS et al. (2017) eine sehr hohe Spezifität für einzelne Tiere auf und könnten damit innerhalb von Vergleichsmessungen auch weiterführend, beispielsweise für die Lahmheitsdiagnostik, eingesetzt werden. Die Möglichkeit der Aufzeichnung und Mittelung mehrerer aufeinander

folgender Schritte trägt dabei zusätzlich zur Vereinfachung der Erhebung und Auswertung von Druckmessdaten bei (SUMIYA et al. 1998).

Limitierend hinsichtlich der Auswertbarkeit der gesammelten Daten wirken hingegen z.B. Druckartefakte durch „Knickbildung“ des Sensors speziell auf sehr weichen Böden. Besonders deutlich wird dies an den Innenkanten der Hufeisen auf weichem Sand, da der Sensor hier besonders stark abknicken kann und somit zusätzlichem Druck ausgesetzt ist. Auch durch das Aufnageln eines Sensors mit dem Beschlag ist von einem zusätzlichen Druck bzw. einer gewissen Vorlast für den Sensor auszugehen (HSIAO et al. 2002). Da dieser Druck aber auch für die Hornkapsel real durch den Nagel in der Wand hervorgerufen wird, kann dies in einem handwerklich üblichen Rahmen vernachlässigt werden. Bei der Verwendung ist dennoch darauf zu achten, dass Nagelköpfe möglichst im Eisen versenkt werden, um artifizielle Druckspitzen zu vermeiden und den Sensor zu schonen.

In der Vergangenheit standen darüber hinaus vor allem die Genauigkeit und Präzision von Messungen mit verschiedenen TekScan™ Systemen im Vordergrund. PERINO et al. zeigte 2007, dass innerhalb der Quantifizierung von absoluten vertikalen Druckkräften zum Teil deutliche Unterschiede zwischen stationären Druckmessplatten und TekScan F-Scan™ Systemen für das Pferd bestehen. Basierend auf diesen Ergebnissen wurde davon abgeraten solche Systeme für eine objektive Untersuchung der absoluten vertikalen Druckkräfte einzusetzen und die Druckmessplatte als Goldstandard bestätigt. Unabhängig davon stellt es aber eine wertvolle Methode dar, um Parameter wie die relative Druckverteilung, die örtliche Auflösung von Druckspitzen sowie die Wanderung des Kräfteschwerpunktes im Verlauf von Initialkontakt über Hauptstützphase bis hin zum Abrollen qualitativ zu beurteilen. Weitere Untersuchungen zeigen aber auch, dass die Genauigkeit und Präzision von Messungen mit TekScan™ Systemen von einer ganzen Reihe von Faktoren abhängen und beeinflusst werden können. Dazu gehören Umweltfaktoren wie beispielsweise Temperatur und Luftfeuchte, welche mit den Materialeigenschaften der Sensoren interagieren und darüber Einfluss auf Messergebnisse nehmen können (HSIAO et al. 2002, SUMIYA et al. 1998). Dies unterstreicht die Bedeutung eines möglichst standardisierten Versuchsprotokolls, welches neben Informationen zum Ablauf auch die Verhältnisse unter denen Versuche ablaufen möglichst gut definiert. Im Fall von unklaren Verhältnissen sind daher auch multiple Messungen zu empfehlen, welche später verglichen werden können. Da Untersuchungen mit TekScan™-Systemen leicht wiederholt werden können, lassen sich diese Vergleiche in der späteren Datenbewertung verhältnismäßig leichter ziehen als bei einem Aufbau mit Druckmessplatten. Im Rahmen dieses Versuches ist neben einer strengen Kontrolle von Umgebungs- und Bodenverhältnissen auch eine strenge Zuordnung von Sensoren zu den einzelnen Versuchspferden erfolgt, sodass Veränderungen im Laufe der Messungen besser nachverfolgt werden konnten.

Neben Umwelteinflüssen spielen darüber hinaus Einflüsse der technischen Umsetzung eine

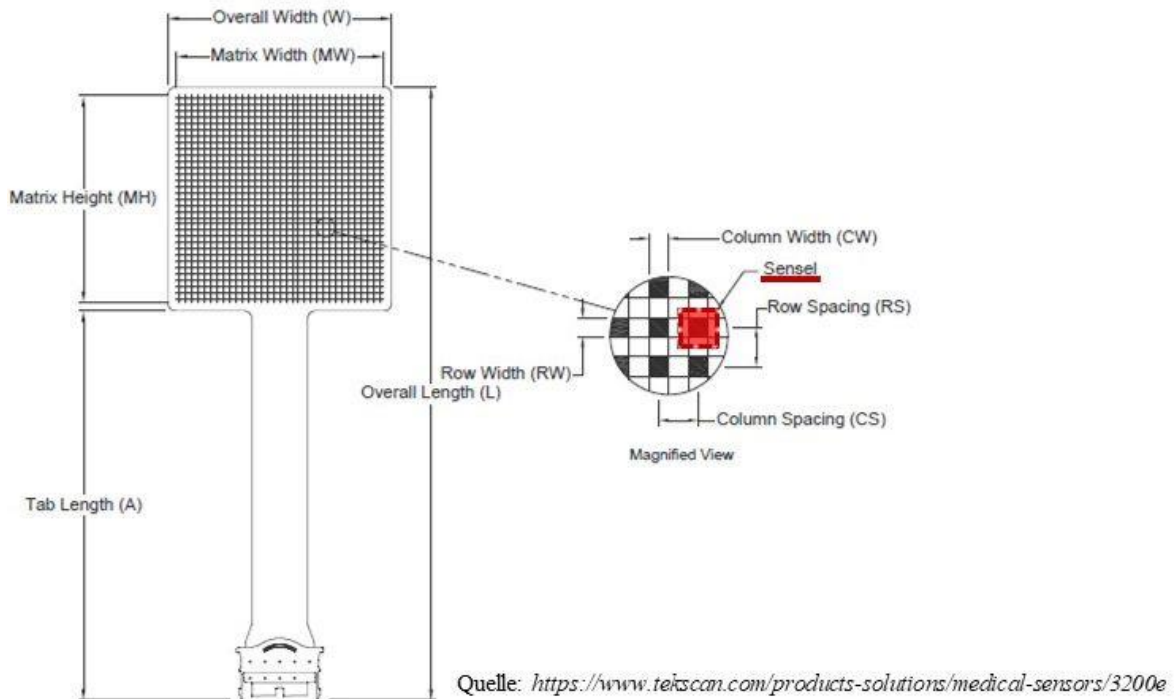


Abbildung 13: Darstellung aus dem Datenblatt des TekScan Sensormodells 3200e

mit vergrößerter Ansicht einer Senseleinheit (1cm²) begrenzt durch vier Messpunkte im Bereich der überlappenden Rows und Columns

große Rolle. DREWNIAK et al. (2007) bewies dahingehend, dass bei folienbasierten Systemen der Firma TekScan eine konsequente Überschätzung der gemessenen belasteten Fläche angenommen werden muss. Diese beruht darauf, dass jeweils vier Messpunkte, welche Überschneidungen von horizontal („rows“) und vertikal („columns“) verlaufenden Leiterbahnen innerhalb des Sensors entsprechen, auf ca. 1cm² ein sogenanntes Sensel bilden (Abbildung 13). Daraus folgt, dass eine Belastung eines einzelnen Messpunktes immer eine Aktivierung des gesamten Sensels nach sich zieht und somit bei Versuchen gerade im Randbereich von Untersuchungsobjekten Ungenauigkeiten in Form von Überschätzungen entstehen können. Da die belastete Fläche mit dem Druck indirekt proportional zusammenhängt, müssen aus dieser Überschätzung der Belastungsfläche auch Fehler in der nachfolgenden Berechnung des absoluten Druckes entstehen. Durch die Anwendung von Korrekturalgorithmen in der Datenauswertung kann laut DREWNIAK et al. (2007) diesem Fehler allerdings vorgebeugt werden, wodurch auch die Gesamtgenauigkeit der Messungen absoluter Werte verbessert werden kann. Für die vorliegende Untersuchung und die weitere Anwendung am Huf bedeutet dies, dass subtile Veränderungen der Belastungsfläche, z.B. beim Vergleich der Ausführung von unterschiedlichen Standardbeschlägen oder dem Vergleich verschiedener Hufzubereitungsverfahren, mit dem Hoof™ System nicht oder nur schwer nachzuvollziehen sein können. Bei deutlicherer Ausprägung der Veränderungen, z.B.

durch Anbringung eines Steges an das Hufeisen oder der Belastung des Sohlengewölbes beim Einsinken in weichen/verformbaren Boden, darf der qualitativen Aussage der Zunahme der Belastungsfläche hingegen vertraut werden.

Genauigkeit und Präzision der Messungen absoluter Werte mit Sensorsystemen hängen darüber hinaus immer auch von einer ordnungsgemäßen Kalibration des Systems ab (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013). Untersuchungen von BRIMACOMBE et al. (2009) zeigen, dass dieser Zusammenhang im besonderen Maße auch für Messungen mit TekScan™-Systemen zu bestehen scheint. Kalibrationen für Prüfzwecke sollten demnach möglichst unter versuchsnahen Bedingungen (Belastung, Prüfmaterialien, Prüfumgebung) stattfinden und optimalerweise im Verlauf der Untersuchungen wiederholt werden, um Messfehlern vorzubeugen. Darüber hinaus wird eine Methode beschrieben, die über die softwareeigenen Kalibrationsprotokolle der TekScan™-Systeme hinausgeht und dabei die Genauigkeit um ein Vielfaches erhöht. Im Vergleich zum bisherigen Goldstandard der Punkt- oder Zweipunktkalibration für Drucksensoren können selbstgeschriebene Kalibrationsprotokolle mit bis zu zehn Messpunkten demnach eine im Mittel fünffach höhere Genauigkeit erzielen (BRIMACOMBE et al. 2009). Allerdings sind unter Berücksichtigung der Einsatzfähigkeit im Feld beide zu vernachlässigen, da sie einen sehr umfangreichen Versuchsaufbau voraussetzen, welcher hauptsächlich unter Laborbedingungen zu erreichen ist. Die weiteren Kalibrationsprotokolle zur „Schritt“- und „Gang“-Kalibration, die softwareseitig angeboten werden, sind hinsichtlich ihrer Genauigkeit und Präzision bisher nicht für das Pferd untersucht worden. Sie könnten aber aufgrund ihres dynamischen bzw. quasi-dynamischen Ansatzes für Messungen in Bewegung die bessere Option darstellen (OOSTERLINCK et al. 2012).

Da sich die Ergebnisse der vorliegenden Studie auf die auch bereits von PERINO et al. (2007) und REILLY (2010) als akzeptable Parameter definierten, qualitativen Faktoren der Auswertung beziehen (relative Druckverteilung, örtliche Auflösung von Druckspitzen, Migration des Kräfteschwerpunktes im Verlauf der Standphasen) wurde der Einfluss der verschiedenen Kalibrationsmodelle als vernachlässigbar eingestuft. Die zugrundeliegenden Auswertungen wurden anhand der von den Sensoren ausgegebenen Rohwerte ermittelt, welche ihrerseits durch den Hersteller kalibriert werden und Werte dimensionslos auf einer Skala von 0-16000 abtragen. Zur Bestimmung exakter absoluter Druckwerte (N/cm²) ist eine korrekte Kalibration, mindestens nach Herstellerangaben aber dringend erforderlich.

4.1.3 Kombination von Röntgenuntersuchungen und Druckmessungen zur Beurteilung biomechanischer Fragestellungen

Nachdem in den vorangegangenen Abschnitten die Untersuchungsmethoden hinsichtlich ihrer Anwendbarkeit einzeln betrachtet wurden, soll dieser Abschnitt kurz die Kombination beider Verfahren bewerten.

Die Kombination von statischen (Röntgen) und dynamischen (Druckmessung) biomechanischen Betrachtungsweisen erbringt nur limitierte weiterführende Erkenntnisse. Die gewonnenen Informationen aus beiden Untersuchungsmethoden bilden dennoch eine solide Grundlage für fortlaufend optimierte Anwendungs- und Messprotokolle in folgenden Untersuchungen. Ein möglichst hoher Mehrwert in der Kombination zweier Untersuchungsmethoden besteht hauptsächlich bei einer simultanen/synchronen Anwendung, um Messfehler oder -abweichungen durch Wiederholungen zu minimieren. In diesem Fall hätten Messungen während der radiologischen Untersuchung im Stand aber nicht die gewünschten Informationen zur dynamischen Wirkung der unterschiedlichen Beschläge geliefert und die Möglichkeiten der Druckmessungen bei Weitem nicht ausgereizt. Dementgegen sind Röntgenaufnahmen während der Bewegung zur Darstellung der Knochensäule des Pferdes unter Belastung nicht möglich. Die bereits erwähnte Hochfrequenz-Fluoreszenzkinematographie (Kapitel 4.1.1) könnte diesen Mangel beseitigen und in Zukunft eine bessere Kombinationsmethode für Druckmessungen darstellen. ROACH et al. (2014) zeigt dabei bereits im einfachen uniplanaren Aufbau dieser Methode, die Möglichkeit der Untersuchung der Knochensäule zu verschiedenen Zeitpunkten der Fußung in verschiedenen Belastungsphasen, welche mit den Druckmessbildern in Korrelation gebracht werden könnten. Die synchrone Darstellung von Belastung und Bewegung könnte dann auch bessere Möglichkeiten der Interpretation liefern (GEIGER et al. 2018, PANAGIOTOPOULOU et al. 2016). Ähnliche Kombinationsmöglichkeiten ergeben sich beispielsweise durch optoelektronische Messsysteme oder Systeme welche Beschleunigungssensoren zur Ganganalyse verwenden (z.B. Lameness Locator von Equinosis®). In ersten selbstdurchgeführten Pilotversuchen solcher Kombinationen stellt sich jedoch die Synchronisation der Daten für die Auswertung zum Teil sehr schwierig dar. Zum einen arbeiten verschiedene Systeme mit verschiedenen starken Graden von Automatisierung in der Datenerhebung und -auswertung, sodass beispielsweise keine sichere Zuordnung der einzelnen Schritte mehr erfolgen kann. Zum anderen erfolgt die Datenerhebung auf zeitlich nicht einheitlichen Zeitachsen, was eine exakte Untersuchung der biomechanischen Abläufe während eines Gangzyklus (Initialkontakt, Aufsetzen, Hauptstützphase, Abrollen) ungenau bis unmöglich macht.

4.2 Die Veränderungen der Zehenknochenausrichtung nach Applikation von orthopädischen Beschlagsmodifikationen

Grundsätzlich kann festgehalten werden, dass nur Beschlagsmodifikationen der dorsopalmaren, sowie der mediolateralen Höhe einen kontinuierlichen Effekt auf die Ausrichtung der Zehenknochen in Abhängigkeit vom Boden und dessen Eigenschaften erzielen konnten. Dies unterstützt sowohl die Ergebnisse aus optoelektronischen Untersuchungen von SCHEFFER und BACK (2001), als auch von BACK et al. (2003), welche übereinstimmend einen konstanten bodenunabhängigen Effekt von Modifikationen

der Höhe, insbesondere von Keilen, feststellten. Demnach kann auch nach Einsinken in verformbaren Böden der Effekt dieser Modifikationen auf den palmaren oder mediolateralen Winkel des Hufbeins zum Boden nachgewiesen werden. Die Ergebnisse zeigen aber zeitgleich, dass dieser Effekt in deutlicher Relation zur handwerklichen Umsetzung der Beschlagsmodifikation steht. Die Ergebnisse legen nahe, dass die Oberflächenvergrößerung durch den Einsatz flächiger Keilplatten auf verformbaren Böden einen deutlich stärkeren Keileffekt hat als beispielsweise die wesentlich kleineren isolierten Schweißkeile erzielen würden. In der vorliegenden Untersuchung kann dies sehr gut am Vergleich der Werte von Keilen und Stollen nachvollzogen werden. Während in beiden Fällen auch auf weichem Boden ein Keileffekt nachweisbar ist, fällt er für Stollen wesentlich geringer aus, da sie aufgrund ihrer geringeren Oberfläche den Boden wesentlich leichter penetrieren und einsinken.

Hinsichtlich der Ausrichtung der Zehenknochen können Beschlagsmodifikationen der Fläche, sowohl dorsopalmar, als auch mediolateral, nur auf verformbaren Böden Effekte erzielen. Hierbei zeigen sich Einflüsse durch Änderungen der dorsopalmaren Fläche wesentlich reproduzierbarer als solche, welche durch Änderungen der mediolateralen Fläche provoziert werden sollen. Ein Einfluss der Stellung der proximalen Anteile des Bewegungsapparates ist in diesem Zusammenhang äußerst wahrscheinlich (BACK et al. 2003, DYSON et al. 2004).

Die Eigenschaften des Bodens, auf dem das Pferd steht, spielen eine entscheidende Rolle bei der Auswirkung verschiedener Beschlagsmodifikationen auf die Zehenknochenausrichtung. Neben den bereits beschriebenen Effekten, die beispielsweise ausschließlich auf verformbaren Böden zu beobachten sind, sei hier in diesem Zusammenhang exemplarisch auf das Rockereisen verwiesen. Auf verformbarem Boden senkt der Beschlag mit einem Rockereisen den Winkel zwischen Hufbein und Boden und verursacht so sehr wahrscheinlich einen erhöhten Druck auf die Strahlbeinregion. Auf hartem Boden hingegen steigert es den Winkel zwischen Hufbein und Boden mit gegenteiligem Effekt. Dieses Beispiel macht unmissverständlich klar, dass immer auch Kenntnisse über die vorherrschenden Bodeneigenschaften und deren Auswirkungen in die Entscheidung über die Verwendung einer Beschlagsmodifikation einfließen müssen, vor allem im Bereich der orthopädischen Therapie. Ähnliche Abhängigkeiten wurden darüber hinaus auch für die Gruppe der Stegeisen durch CHATEAU et al. (2006b) am Beispiel des Ei ereisens nachgewiesen.

Eine Reihe von Studien zeigen zum Teil sehr deutliche Zusammenhänge zwischen der Veränderung der Winkelung des Hufbeines bzw. des Hufgelenkes und den Kron- und Fesselgelenken (CREVIER-DENOIX et al. 2001, DENOIX 1999, DENOIX et al. 2007, ROONEY 1983). Die daraus resultierende, in dieser Arbeit als disto-proximale Zehengelenkbalace beschriebene Theorie (Kapitel 2.2.2), nimmt dabei in der heute üblichen Beschlagpraxis zum Teil starken Einfluss auf die Wahl von orthopädischen Beschlügen (DENOIX et al. 2007). Dabei spielt die Annahme eine wichtige Rolle, dass durch die

Änderung der Hufwinkelung der Fesselgelenkwinkel beeinflusst wird und so eine Ent- bzw. Belastung der Beugesehnen herbeigeführt werden kann (DENOIX et al. 2007).

Diese Theorie lässt sich durch die vorliegende Studie nicht bestätigen. Obwohl der Winkel zwischen Hufbein und Boden von den meisten verwendeten Beschlagsmodifikationen signifikant beeinflusst wurde, war eine konsistente Wirkung auf die proximal gelegenen Zehenknochen und -gelenke im Sinne der disto-proximalen Zehengelenkbalance in diesen Fällen durchweg nicht nachweisbar. Die Knochenkonformation und Stellung der proximalen Gliedmaße sowie des Rumpfes und die Kompensationsmechanismen der Weichteilstrukturen des jeweiligen Individuums scheinen hier ein weiterer wichtiger Einflussfaktor zu sein. Eine Anpassung bzw. Veränderung der Zehenachse nach der Theorie der disto-proximalen Zehengelenkbalance ist deswegen individuell zwar möglich, scheint aber nicht ohne weiteres verallgemeinerbar zu sein. Aufgrund des starken praktischen Einflusses dieser Theorie legen diese Ergebnisse nahe, dass bei orthopädischen Patienten, bei denen solche Beschlagsmodifikationen zum Einsatz kommen, um die Beugesehnen zu be- oder entlasten, eine engmaschige Kontrolle des Therapieerfolges erforderlich ist. Darüber hinaus ist eine weitere Überprüfung der disto-proximalen Zehenbalance vor allem in der Bewegung notwendig.

4.3 Die Veränderungen des Druckverteilungsmusters unter Hufeisen und Huf nach Applikation von orthopädischen Beschlagsmodifikationen

Die vorliegenden Daten zeigen, dass die Beeinflussung der Belastungsfläche durch Hufeisen und dessen Modifikationen, den mitunter deutlichsten Unterschied im Vergleich zum Barhuf bedingen. Dabei stellen die hier untersuchten Vertreter der Stegeisen (Eier- und Herzeisen) wie bereits zuvor beschrieben, die Modifikationen mit der deutlichsten Vergrößerung der belasteten Fläche dar, welche gleichzeitig eine gleichmäßigere Druckverteilung bedingt (HINTERHOFER et al. 2006). Wiederkehrend auftretende Druckspitzen im Bereich der Trachten sind bei Verwendung dieser Beschlagsform am ehesten auf Restriktionen des Hufmechanismus im palmaren Hufabschnitt zurückzuführen (STASHAK 1989e). Auch YOSHIHARA et al. (2010) beschreiben die stabilisierende Wirkung von Stegeisen, welche gleichzeitig den Hufmechanismus einschränken und somit potentielle Auslöser belastungsinduzierter Hornwanddefekte in diesem Bereich darstellen können. Diese Wirkung kann durch inadäquate Applikation solcher Beschlagsmodifikation zusätzlich verstärkt werden. Das Zehenoffene Eisen zeigt diesen Effekt ebenfalls. Weiterhin erfolgt im „schwebenden“ Zehenbereich auf festem Boden eine signifikante Entlastung dieses Bereiches dar. Allerdings entstehen auf Höhe der Schenkelenden mitunter massive Druckspitzen, welche je nach Ausprägung diesen Effekt der Entlastung vermutlich relativieren können. Messungen von HANSEN et al. (2005) deuten darauf hin, dass die dargestellten Druckspitzen jedoch nicht mit einer massiven Druckbelastung der Seitenwände einhergehen. In der Herstellung zeigt sich für diesen Beschlags aber dennoch eine große Abhängigkeit von der

optimalen Bearbeitung der Schenkelenen. Zum einen sollte eine optimale Abrundung hinsichtlich der Minimierung der genannten Druckspitzen erfolgen, hierfür sollte eine möglichst lange, gleichmäßige Abrollfläche geschaffen werden. Weiterhin muss darauf geachtet werden im Bereich der Zehenspitze keinen zweiten Abrollpunkt zu kreieren. Einzelne Messungen zeigen im Verlauf der Fußung Druckbelastungen des äußersten distalen Aspektes der dorsalen Wand während des Abrollvorganges. Diese sind mit einer Lastaufnahme des initial zu schützenden Bereiches verbunden und sollten in jedem Fall verhindert werden. Der komplexen Herstellungsweise dieser Beschlagsmodifikation (siehe Kapitel 2.5.2.1) ist daher in jedem Fall der Vorzug zu gewähren.

Auch bei der Betrachtung von Breite-Zehe-Eisen, zeigt sich eine deutliche Vergrößerung der lastaufnehmenden Fläche im modifizierten Bereich zugunsten einer gleichmäßigeren Druckverteilung. Allerdings erfahren auch bei dieser Beschlagsmodifikation die Seitenwände im Bereich der Schenkelenen zum Teil deutlich höhere Druckbelastungen in Form von Druckspitzen, was im Sinne einer Nebenwirkung angesprochen werden kann (OOMEN et al. 2012). Im Vergleich zeigt das Breite-Zehe Eisen unter den Oberflächenmodifikationen die gravierendsten Veränderungen im Vergleich zu den Referenzmessbildern von Barhuf und Standardbeschlag. Es ist daher anzunehmen, dass diese Veränderungen bei einem Teil der beschlagenen Pferde entsprechende Reaktionen wie unkomfortables Gangverhalten oder Inakzeptanz des Beschlages zumindest während einer Gewöhnungsphase erklären können (BACK und PILLE 2013), auch wenn innerhalb dieser Studie keines der untersuchten Pferde entsprechende Anzeichen gezeigt hat.

Beschlagsmodifikationen der Höhe weisen eine signifikant verringerte lastaufnehmende Fläche zwischen Eisen und Boden auf. Auf dieser Ebene bündeln sich die Kräfte im Bereich der Zehe und der Trachten, was zur Ausprägung deutlicher Druckspitzen führen kann (HANSEN et al. 2005, HARVEY et al. 2012). Die nun vorliegenden Daten weisen aber darauf hin, dass die belastete Fläche der Hufkapsel in Kontakt mit dem Hufeisen, hingegen keine ähnlich deutlichen Änderungen aufweist, sondern im Gegenteil nahezu konstant bleibt. Keile und Stollen weisen im Vergleich ihres Einflusses auf die Druckmessparameter in Abhängigkeit von wechselnden Bodeneigenschaften geringe qualitative Unterschiede auf. Diese sind ebenso wie die Effekte, welche sich im Rahmen der radiologischen Untersuchung dargestellt haben, auf ihre unterschiedlichen Oberflächen und die damit verbundene Eindringtiefe in den Boden zurückzuführen. Die vorliegenden Ergebnisse dürfen daher nicht ohne Einschränkungen auf jede Form von Keil oder Stollen übertragen werden, sondern lediglich als Referenz für weitere Formen der großen Produktpalette dieser Modifikationsform angesehen werden. Weiterhin zeigen sich die Effekte von sowohl Keilen als auch Stollen von weiteren individuellen Faktoren, wie beispielsweise der initialen Huf- sowie Hufbeinwinkelung und der damit verbundenen Sehnenspannung, abhängig (HINTERHOFER et al. 2000, RIEMERSMA et al. 1996). Ähnliches gilt für die heterogene Gruppe der Rockerbeschläge, eine freie Übertragung der Ergebnisse ist nicht möglich

(HINTERHOFER et al. 2000). Die innerhalb dieser Untersuchung angewendete Form des Rockerbeschlages zeigte zum Teil deutliche Änderungen der Druckverteilung auf der Ebene Eisen-Boden, wohingegen sich kein signifikanter Einfluss im Bereich der Hufkapsel darstellt. Die untersuchte Form des Rockers wies Druckspitzen im Bereich der Trachten, sowie entlang des Innenrandes des Eisens (verformbare Böden) auf und reduzierte den Druck im Bereich der Zehe. Es ist wahrscheinlich, dass Varianten dieser Modifikation (Kapitel 2.5.2.1), einhergehend mit ihrer Verstärkung bzw Reduktion der Wölbung des Eisens besagte Effekte intensivieren respektive dämpfen (DUBERSTEIN et al. 2013). Ausgehend davon aber, dass die Kontaktfläche zwischen Hufkapsel und Hufeisen, dem Eisen aber in jedem Fall angepasst wird, sollte der Einfluss der Druckveränderungen im Bereich der Hufkapsel weiter minimal bleiben.

Breitschenkeleisen, ebenso wie die Applikation von Seitenkeilen erhöhen den Druck unterhalb der jeweils modifizierten Seite und können zur Entwicklung von massiven Druckspitzen führen. Diese Eigenschaft zeigt sich hochgradig bodenabhängig, sollte aber aufgrund der deutlichen Ausprägung für den individuellen Fall bedacht werden (DALLAP SCHAER et al. 2006). Der innerhalb dieser Studie untersuchte unilaterale Roller zeigte keine signifikanten Veränderungen der mediolateralen Druckverteilung. Für diese Modifikation stehen allerdings ohnehin hinsichtlich ihrer orthopädischen Anwendung weitere biomechanische Faktoren wie die Beeinflussung der individuellen Fußung im Fokus.

Die untersuchten Beschlagsmodifikationen zeigen eine Vielzahl von bodenabhängigen Effekten, welche im Verlauf bereits zum Teil erwähnt und diskutiert wurden. An dieser Stelle sollen einige Aspekte jedoch geschlossen betrachtet werden.

Für Eier- als auch Herzeisen, wurde im Rahmen radiologischer, als auch kinematischer Untersuchungen auf weichen Böden wiederholt ein „keil-ähnlicher“ oder „Keileffekt“ hinsichtlich der resultierenden Hufstellung nach Applikation festgestellt (CHATEAU et al. 2006b, ROGERS und BACK 2007, SCHEFFER und BACK 2001). Die vorliegenden Daten zeigen auch unter kinetischer Betrachtung ein ähnliches Verhalten hinsichtlich der Änderung der Druckverteilung. Auf weichen/verformbaren Böden, wie hier am Beispiel des tiefen Sandes, zeigen Eier- und Herzeisen Druckspitzen im Bereich der Zehe und der Trachten ähnlich den verwendeten Trachtenkeilen. Im Fall des Herzeisens ist weiterhin von Interesse, dass abhängig von der Wahl der Stegposition (neutral, negativ, positiv, siehe Literaturübersicht Kapitel 2.5.2.1), eine nahezu konstante Druckbelastung der Strahlregion, unabhängig von den im Laufe der Studie untersuchten Bodeneigenschaften, erreicht werden kann. Somit kann sowohl eine sehr effektive Entlastung diverser Hufanteile unter Einbeziehung des Strahles in die Belastung erzielt werden (LITZKE 2012c, STASHAK 1989e), als auch eine permanente -im Sinne einer Nebenwirkung- unerwünschte Strahlbelastung bei nicht Berücksichtigung entstehen (YOSHIHARA et al. 2010).

Hinsichtlich des Nebenwirkungspotentialen, sollte eine langandauernde Applikation oder Nutzung der in dieser Studie untersuchten Beschlagsmodifikation der Höhe auf harten Böden (hier: Beton) möglichst vermieden werden. Neben den dargestellten teilweise massiven Effekten auf die Druckverteilung kommt auf harten Böden zusätzlich eine reduzierte Stoßfederung bzw –absorption zum Tragen, welche auch auf Grundlage kinematischer Untersuchungen bereits nachgewiesen wurde (CHATEAU et al. 2004, CREVIER-DENOIX et al. 2001). Nach Untersuchungen von RATZLAFF et al. (1997) und RATZLAFF et al. (2005) zeigen sich hinsichtlich dieser Parameter schon deutliche Unterschiede bei Sandböden mit unterschiedlichen Feuchtigkeitsgehalten, wobei zunehmende Feuchtigkeit die Verformbarkeit des Bodens erniedrigt und die Stoßfederung herabsetzt. Da auf festen Böden wie am Beispiel des Betons keine Verformbarkeit mehr gegeben ist, muss hier also von einer maximalen Reduktion der Stoßfederung ausgegangen werden.

Die mediolateralen Beschlagsmodifikationen in Form von Breitschenkeleisen und Seitenkeil erhöhen wie bereits erwähnt unilateral, im jeweils modifizierten Bereich, den Druck. Dieser Effekt ist in beiden Fällen auf festen Böden sehr deutlich darstellbar. Böden die ein Einsinken ermöglichen, reduzieren für beide Modifikationen diesen Effekt. Im Fall des Breitschenkeleisens wird der Effekt nahezu neutralisiert. Im Fall des Seitenkeiles, lassen sich nur mehr minimale Unterschiede messen. Diese Betrachtung setzt in der Herstellung der Eisen voraus, dass der jeweilige Beschlag auf weichen Böden einsinken kann. Besonders flächige Modifikationen dieser Art, werden vermutlich auch auf weichen Böden messbare Effekte zeigen (OOMEN et al. 2012).

4.4 Der Effekt von orthopädischen Beschlagsmodifikationen auf die individuelle Fußung

Bei der Betrachtung der individuellen Fußung wurde in der zugrundeliegenden Studie auf verschiedene Parameter eingegangen.

Sie wird zum einen beschrieben durch die Länge des vorderen und palmaren Hebels (Kapitel 2.2.3), von der der Zug abhängt, die die bewegenden Weichteile, vor allem die TBS, beim Auf- und Abfußen aushalten müssen. Dabei wirkt eine Veränderung des palmaren Hebels vor allem während des Auffußens und geringgradig während der Hauptstützphase, während mit dem vorderen Hebel hauptsächlich Einfluss auf das Abfußen ausgeübt wird. Ein verlängerter palmarer Hebel soll dabei den Zug an der TBS während des Auffußens erhöhen und den Stand während der Hauptstützphase stabilisieren (RIEMERSMA et al. 1996, ROONEY 1983). Weitaus besser belegt ist die Auswirkung eines verkürzten vorderen Hebels, der den notwendigen Zug der TBS beim Abrollen während des Abfußens verringert (CREVIER-DENOIX et al. 2001, HINTERHOFER et al. 2000, LAWSON et al. 2007, PAGE 2001, VAN HEEL et al. 2006a) und so auch den Druck auf die Strahlbeinregion mindert (WILLEMEN et al. 1999).

Die dieser Dissertation zugrundeliegende Studie belegt, dass Stegeisen ohne palmare Elongation (Herzeisen, Eiereisen, zehenoffenes Eisen), also eine Veränderung der Eisenoberfläche innerhalb der Hufsilhouette, auf hartem Boden keinen Einfluss auf die Hebellängen nehmen, auf verformbarem Boden hingegen den vorderen Hebel verkürzen. Die therapeutisch gewünschte Wirkung auf die TBS ist also auch in diesem Fall stark abhängig vom vorherrschenden Boden. Ein Zusammenhang, der auch von CREVIER-DENOIX et al. (2009) auf unterschiedlichen Böden bereits diskutiert wurde. Ähnlich verhält es sich beispielhaft beim Rockereisen, das auf hartem Boden einen kürzeren vorderen Hebel verursacht, auf verformbarem Boden das Abrollen jedoch erschwert.

Darüber hinaus ist die Wirkung des Rockereisens auch hier stark abhängig von der technischen Umsetzung (Kapitel 2.5.2.1). So verkürzen angeschliffene Schenkelen den beispielsweise zusätzlich den palmaren Hebel.

Auch die laterale Hebellänge spielt eine Rolle bei der Beeinflussung der individuellen Fußung, denn eine Kürzung soll das Hufgelenk, dessen Seitenbänder und den Hufbeinträger entlasten und den Zug an der lateralen Hufwand verringern (DENOIX et al. 2007, GREGORY 2011a, O'GRADY und POUPARD 2001). Für das (unilaterale) Rollereisen konnte nachgewiesen werden, dass es den lateralen Hebel und so die laterale Abrollstrecke signifikant verkürzt.

Zum anderen fällt in diese Kategorie die Art des Auf- und Abfußens (z.B. Trachten- oder Zehenfußung) sowie auftretende mediolaterale und dorsopalmare Instabilitäten bei Landung oder Abheben.

Therapeutisch soll auf die Art der Fußung beispielsweise bei starkem einseitigem Initialkontakt Einfluss genommen werden, da dieser mit einer vermehrten unilateralen Gelenk- und Seitenbandbelastung in Zusammenhang gebracht wird (CLAYTON und SCHAMHARDT 2013). In der zugrundeliegenden Studie konnte aber keine konsistente Beeinflussung dieses Parameters mittels eines Seitenkeils von 4° nachgewiesen werden. Dies legt nahe, dass auch für die Art des Auf- und Abfußens zusätzlich individuelle Faktoren, wie die bereits erwähnte Knochenkonformation und Stellung der proximalen Gliedmaße sowie des Rumpfes und die Kompensationsmechanismen der Weichteilstrukturen eine große Rolle spielen (NAUWELAERTS et al. 2013, NAUWELAERTS et al. 2017). Auch die Eigenschaften des Bodens sind von Bedeutung, da die vorliegenden Daten darauf hindeuten, dass auf homogen verformbarem Boden gerader und gleichmäßiger gefußt bzw. die Druckkräfte im Prozess des Auf- und Abfußens regelmäßiger verteilt erscheinen.

Instabilitäten vor allem bei der Landung belasten wahrscheinlich die ausbalancierenden Weichteilstrukturen nachteilig (CLAYTON 2010, CLAYTON et al. 2013). Da in der zugrundeliegenden Studie bei Trachtenkeilen und Stollen mediolaterale Instabilität und bei Rockereisen dorsopalmare Instabilität während des Auf Fußens nachgewiesen werden konnte, sind dies zusätzliche Faktoren, die vor der Anwendung orthopädischer Beschlagsmodifikationen bedacht werden müssen.

4.5 Schlussfolgerungen und Ausblick

Methodisch lassen sich aus der vorgestellten Studie einige für die Untersuchung der Effekte von orthopädischen Beschlägen wichtige Schlussfolgerungen ziehen. So sind Versuchsbedingungen im Feld zwar schwieriger zu standardisieren, für den Praxisbezug aber auch für zukünftige Studien dieser Art unerlässlich. Die Stichprobengröße in den einzelnen Gruppen war relativ klein und könnte zukünftig beispielsweise durch die Eingrenzung auf weniger Beschlagsmodifikationen gesteigert werden, ohne eine solche Studie auf mehrere Ställe und damit unvergleichbarere Versuchsbedingungen ausweiten zu müssen.

Das TekScan Hoof™-System hat sich als praktisch und anwendbar erwiesen. Zusätzlich lässt sich aus fortgesetzten Versuchen zur Druckmessmethode innerhalb des Veterinär-Anatomischen Instituts ableiten, dass sich die Genauigkeit und Präzision von Messungen mit dem Hoof™-System deutlich steigern ließen und nach Auffassung des Autors auch die Ergebnisse von PERINO et al. (2007) deutlich beeinflusst hätten.

Die Kombination einer kinetisch-dynamischen Messmethode (Druckmessung) mit einer statischen Messmethode (Röntgen) hat sich als nicht uneingeschränkt vorteilhaft erwiesen. Die erhobenen Parameter ergänzen sich zwar, sind aber insofern nicht kompatibel, als die Röntgenbefunde nur einen einzelnen statischen Befund gewähren, während die Druckmessung dynamische Daten über mehrere Schritte liefert. Eine Zusammenstellung zweier dynamischer Messmethoden, einer kinetischen und einer kinematischen, sind daher für künftige weiterführende Untersuchungen ratsam. Für die Darstellung der Zehenknochenkonformation mit hinreichender Genauigkeit bietet sich hier eigentlich nur die biplanare Hochfrequenz-Fluoreszenzkinematographie an, die zwar zunehmend am Pferd eingesetzt wird (GEIGER et al. 2018, PANAGIOTOPOULOU et al. 2016, ROACH et al. 2014), derzeit aber nicht im Feld eingesetzt werden kann. Mit einem solchen Versuchsaufbau wären allerdings auch verschiedene Gangarten zu beurteilen, was einen zusätzlichen Vorteil bietet. Es ist die Auffassung des Autors, dass die Druckmessung einzeln oder speziell in Verbindung mit weiteren Methoden als mögliches Untersuchungstool für zukünftige, objektivere Lahmheitsuntersuchungen beim Großtier von großem Interesse und zunehmender Bedeutung sein wird.

Die vorgestellte Studie hat gezeigt, dass die Wirkung orthopädischer Beschlagsmodifikationen und damit nicht zuletzt ihr Therapieerfolg von weiteren Variablen als ihrer eigenen Form abhängen. So nimmt das jeweilige Individuum teilweise deutlichen Einfluss. Biomechanisch scheinbar schlüssige Regelmäßigkeiten wie sie beispielsweise in der Theorie der disto-proximalen Zehengelenkbalance beschrieben werden waren in dieser Studie nicht bei allen Individuen nachweisbar. Dies legt nahe, dass zukünftig weitere Faktoren wie Knochenkonformation und Stellung der proximalen Gliedmaße sowie des Rumpfes und die Kompensationsmechanismen der Weichteilstrukturen untersucht werden müssen.

Außerdem wurde sehr deutlich, dass alle gemessenen Parameter von den Eigenschaften des

Bodens abhängen. Vor diesem Hintergrund ist es dringend notwendig die Untersuchungen der Einflüsse verschiedener Böden auf die Wirkung orthopädischer Beschlagsmodifikationen auszuweiten. Dabei ist auch eine Quantifizierung der Bodeneigenschaften wie beispielsweise durch RATZLAFF et al. (1997) unerlässlich.

Für den praktischen Tierarzt wird deutlich, dass beim Einsatz orthopädischer Beschlagsmodifikationen eine enge Abstimmung zwischen Tierarzt, Hufschmied und Besitzer stattfinden muss. Die technische Umsetzung des Beschlages mit spezifischer Abstimmung auf die Indikation muss dabei genauso thematisiert werden, wie die Haltungsbedingungen des Pferdes in Bezug auf den Boden und die Dauer des Beschlages, die bei Beschlagsmodifikationen immer eng limitiert sein sollte.

Die teils komplexe Vernetzung der grundsätzlichen Wirkungsweisen eines Beschlages in Kombination mit den unterschiedlichen Möglichkeiten der technischen Umsetzung und den ebenso komplexen Ansprüchen als Therapeutikum, machen aus Sicht der Forschung weiterhin und zukünftig auch intensiver eine individuelle Beurteilung des Patienten und eine interdisziplinäre Zusammenarbeit unbedingt erforderlich. Daraus ergibt sich zusätzlich die Notwendigkeit praktische Tierärzte über die handwerklichen Feinheiten der Beschlagzubereitung, und deren materiellen und technischen Möglichkeiten, aus- und weiterzubilden. In diesem Zusammenhang muss außerdem festgehalten werden, dass die Dokumentation der verschiedenen Beschlagsmodifikationen sowie ihrer Zubereitungsarten und Indikationen lückenhaft und häufig nur mündlich tradiert ist. Da hiervon aber ein starker Einfluss auf die Wirkung ausgeht wäre eine Aufarbeitung dieses Defizits ausgesprochen wünschenswert.

5 Zusammenfassung

Michael Geiger

Untersuchung des Einflusses orthopädischer Beschlagsmodifikationen und Bodenbeschaffenheiten auf die Druckbelastung des Hufes und den Fußungsablauf, sowie die Ausrichtung der distalen Zehenknochen des Pferdes

Veterinär-Anatomisches Institut der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Eingereicht im Oktober 2018

(91 Seiten, 13 Abbildungen, 1 Tabelle, 192 Literaturangaben)

Schlüsselwörter: Orthopädie-Pferd, Druckmessung, Beschlagsmodifikation, Boden

Einleitung: Durch Änderungen der Oberfläche oder Höhe eines Beschlages können die Kraft- und Druckbelastung der Hufkapsel und der distalen Gliedmaße sowie auch die Stellung der Zehenknochen zueinander verändert werden. Wechselnde Bodeneigenschaften stellen eine zusätzliche externe Einflussquelle dar. Das Verständnis dieses multifaktoriellen Zusammenspiels steht daher seit Langem im Fokus der Wissenschaft und ist von großer praktischer Bedeutung für den orthopädischen Beschlag am Patienten.

Ziele der Untersuchungen: Ziel der Untersuchung war eine umfassende und vergleichbare Datengrundlage über den Einfluss verschiedener hauptsächlich orthopädischer Beschlagsmodifikationen auf die Ausrichtung der Zehenknochen, Druckverteilungsmuster und die individuelle Fußung unter Berücksichtigung unterschiedlicher klinisch relevanter Bodeneigenschaften zu generieren und mit Standardbeschlügen, sowie dem Barhuf zu vergleichen.

Tiere, Material und Methoden: 25 klinisch gesunde Pferde wurden randomisiert in 5 Gruppen zu je 5 Tieren eingeteilt. Innerhalb jeder Gruppe diente der Zustand nach Hufbearbeitung (Barhuf) und nach Beschlag mit einem Standardhufeisen als Referenz für die Untersuchungen mit jeweils 2 Beschlagsmodifikationen.

Die kinetische Datenerfassung erfolgte mittels eines mobilen Druckmesssystems der Firma TekScan™ am linken Vorderhuf über je 10 Schritte auf einer min. 30m langen Bahn unterschiedlicher Bodenbeschaffenheiten (Beton, Gummimatte, fester Sand, tiefer Sand). Je ein Sensor wurde zwischen Hufkapsel-Eisen und Eisen-Boden befestigt. Die gemittelten Daten eines Untersuchungslaufes wurden hinsichtlich ihrer regionalen Druckverteilung, maximalen Belastungsfläche und der Migration des Kräfteschwerpunktes während der Belastung (Fußungsmuster) untersucht.

Zur Untersuchung der Einflüsse auf die Ausrichtung der Zehenknochen wurden 0 und 90°

Projektionen der linken Vordergliedmaße (Barhuf, Standardbeschlagnagel, Beschlagsmodifikationen) anhand eines hochstandardisierten Röntgenprotokolls angefertigt. Alle Projektionen wurden auf einem modifizierten Röntgenblock der Firma Metron™ angefertigt, welcher die Simulation unterschiedlicher Bodeneigenschaften zulässt und eine Bildkalibration ermöglicht (Software Metron PX). Untersucht wurden: Symmetrieparameter aller Zehengelenke, sowie die Winkel der jeweiligen Phalangen und der Hufkapsel zum Boden.

Die erhobenen Daten wurden mit dem Shapiro-Wilk Test auf Normalverteilung überprüft. Die weitere statistische Analyse wurde aufgrund der kleinen Stichprobengröße mit dem Mann-Whitney U Test durchgeführt.

Ergebnisse: Eine Vergrößerung der absoluten Belastungsfläche resultiert in gleichmäßigeren Druckverteilungsmustern und Reduktion von Druckspitzen. Dieser Effekt kann zum Teil konsistent für verschiedene Bodeneigenschaften nachvollzogen werden. Oberflächenmodifikationen zeigen hinsichtlich ihrer Wirkung auf die Zehenknochenausrichtung nur auf verformbaren Böden einen Effekt. Der jeweils unterstützte Hufanteil dringt weniger in den Boden ein, folglich sinken nicht unterstützte Anteile vermehrt ab. Oberflächenmodifikationen zeigten keinen Einfluss auf das individuelle Fußungsmuster der Tiere unmittelbar nach dem Beschlag.

Veränderungen der partiellen Höhe des Beschlages mittels Keilen oder Stollen resultiert in signifikanten Änderungen der vertikalen Druckbelastung der distalen Gliedmaße auf festen Böden, während sie auf weichen Böden gleichmäßiger verteilt werden. Die durch Trachtenkeile herbeigeführte Winkeländerung der distalen Phalanx ist auf festen, sowie verformbaren Böden nahezu konstant. Ein statistisch gesicherter Zusammenhang zwischen einer Winkeländerung der distalen Phalanx und einer Stellungsänderung der proximalen Zehenknochen konnte nicht nachvollzogen werden.

Schlussfolgerungen: Sowohl Beschlagsmodifikationen, als auch Bodeneigenschaften können signifikanten Einfluss auf biomechanische Abläufe der distalen Gliedmaße nehmen. Bei Anwendung innerhalb der Lahmheitstherapie sollte daher anhand der gewünschten Funktion und des Patientenmanagements während der Behandlung eine geeignete Beschlagsmodifikation entwickelt werden, welche zeitlich limitiert zum Einsatz kommt. Bei einer funktionell eng verbundenen Struktur wie der des Hufes, ist davon auszugehen, dass eine Entlastung einzelner Strukturen, zu einer Mehrbelastung an anderer Stelle führt, welche, im Sinne einer Nebenwirkung, zu sekundären Folgeschäden führen können.

6 Summary

Michael Geiger

The influence of orthopaedically modified horseshoes and ground properties on the pressure distribution and footing pattern of the hoof, as well as the alignment of the phalanges in horses.

**Institute of Anatomy, Histology and Embryology, Faculty of Veterinary Medicine,
University of Leipzig**

Submitted in October 2018

(91 pages, 13 figures, 1 table, 192 references)

Key Words: podiatry, horse, pressure measurement, modified horseshoe, ground properties

Introduction: Diseases and malformations of the equine distal limb and the hoof represent valid indications for the therapeutic application of orthopaedic horseshoes. A large variety of orthopaedic horseshoe modifications has been described, which can be attributed to either traditional or rather modern origin, for example concerning the horseshoe's material. By changing the surface or height of a horseshoe, parameters such as the alignment of the phalanges or force- and pressure distribution at the distal limb can be significantly influenced. Furthermore, different ground properties interacting with the distal limb in a normal "working day" of the horse, act as an additional external source of influences on this process. The comprehension of this multifactor interaction regarding its biomechanical, as well as anatomical impact on the equine distal limb, has long been in the focus of research.

Aims of the study: Aim of this study was to establish comprehensive and comparable data groundwork on the influence of a variety of modified horseshoes on the alignment of the bone of the equine distal limb, pressure distribution and individual footing patterns, while considering different practically relevant flooring materials, in comparison to data acquired with standard horseshoes and barefoot examinations.

Materials and Methods: A total of 25 sound warmblood-crossbred horses were randomly allocated to 5 groups (5 animals each). In each group barefoot measurements (after trimming by farrier) and examinations after the application of a standard horseshoe served as reference for comparisons against 2 different modified horseshoes per group. In total 10 different modified horseshoes were examined. Kinetic data was acquired using a mobile, foilbased pressure measurement system by TekScan™ (HoofSCAN™). The system was attached to the left forelimb of each horse and measured 10 steps while walking on a straight runway of different ground properties (concrete, rubber mat, firm sand, deep sand), each of at least 30m in length. Two sensors were simultaneously attached: the first between hoof capsule and

Summary

horseshoe, the second between horseshoe and ground. The averaged data from at least 7 consistent steps were subsequently analysed regarding regional pressure distribution, total loaded area, and the migration of the centre of force while load bearing (footing pattern) using the included software.

To examine the influences on the alignment of the distal toe bones 0° and 90° radiographs of the lower left distal extremity (barefoot, standard horseshoe and modified horseshoe individually) were acquired following a highly standardized x-ray protocol. Each projection was obtained on a modified podoblock by Metron™, which offered the possibility to calibrate images later Metron PX software and to simulate different ground properties (firm, deformable). Investigated Values from these radiographs included: joint symmetry of all interphalangeal joints a dorsoplamar and mediolateral angulation of all phalanges in relation to the ground. All acquired data was tested for normal distribution with Shapiro-Wilk Test. Further statistical testing utilized the Mann–Whitney U Test due to small sample size.

Results: Increasing the total loaded area results in more regular pressure distribution patterns and significant reductions in pressure peaks. Depending on the technical realization, effects can show ground independence. Surface modifications show their effects on alignment of the distal toe bones almost exclusively on deformable ground properties, on which the supported hoof area shows less ground penetration, leaving unsupported hoof regions to sink in further. None of the examined surface modifications showed significant influences on the individual footing pattern immediately after shoeing. Changes in partial height through modified horseshoes such as wedges and studs result in significant changes in vertical pressure distribution, which appear partially dampened on deformable ground properties. Dorsopalmar angular changes of the distal phalanx after the application of heel wedges show consistent values on firm and deformable ground properties. Alignment changes of the medial and proximal phalanx, as well as the joint symmetries show heterogeneous data, which do not yield certain proof of controllability. A direct relation of angular changes of the distal phalanx affecting the proximal limb could not be statistically proven.

Conclusions: Modified horseshoes and changing ground properties can significantly influence biomechanical processes of the distal equine limb. Therefore, whenever applying orthopaedic horseshoes therapeutically is an option, selection of the relevant modification should be chosen by means of desired function and patient management during the recovery period, rather than based on indication or past experience alone. Furthermore, modified horseshoes applied in said therapy need a temporal limitation. In a functionally closely related structure such as the hoof the relief of single structures will ultimately be accompanied by an additional load to associated structures, which, much like adverse reactions in drugs, might also result in secondary damages to these structures.

7 Literaturverzeichnis

- Adams OR. Veränderungen, die Hufkorrekturen oder orthopädischen Beschlag erfordern. In: Stashak TS, Hrsg. Adams' Lahmheit bei Pferden. 4. Aufl. Hannover: Schaper; 1989a. p. 819–832.
- Ashdown RR, Done S. 3 Vordergliedmaße. In: Ashdown RR, Done S, Hrsg. Topographische Anatomie des Pferdes. Stuttgart: Enke; 1988. p. 67–101.
- Back W, Pille F. The role of the hoof and shoeing. In: Back W, Clayton HM, Hrsg. Equine locomotion. 2. Aufl. Edinburgh: Saunders Elsevier; 2013. p. 147–174.
- Back W, Remmen JLMA, Knaap J, DeKoning JJ. Effect of lateral heel wedges on sagittal and transverse plane kinematics of trotting Shetland ponies and the influence of feeding and training regimes. Equine Vet J. 2003; 35(6):606–12.
- Back W, Smit LD, Schamhardt HC, Barneveld A. The influence of different exercise regimens on the development of locomotion in the foal. Equine Vet J. 1999; 31(S31):106–11.
- Balch OK. Hufbearbeitung und Beschlag für verschiedene Reitsportdisziplinen. In: Floyd AE, Mansmann RA, Hrsg. Hufkrankheiten Diagnostik: Therapie; orthopädischer Beschlag. 1. Aufl. München: Urban Fischer Verlag; 2009. p. 405–428.
- Balch OK, White K, Butler D. Factors involved in the balancing of equine hooves. J Am Vet Med Assoc. 1991; 198(11):1980–9.
- Bamberg SJM, Benbasat AY, Scarborough DM, Krebs DE, Paradiso JA. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. IEEE Trans Inf Technol Biomed. 2008; 12(4):413–23.
- Barrey E, Desliens F, Poirel D, Biau S, Lemaire S, Rivero JLL et al. Early evaluation of dressage ability in different breeds. Equine Vet J. 2002; 34(S34):319–24.
- Barrey E, Landjerit B, Wolter R. Shock and Vibration during the Hoof Impact on Different Track Surfaces. Equine Exerc Phys. 1991. (3):97–106.
- Bobbert MF, Schamhardt HC. Accuracy of Determining the Point of Force Application with Piezoelectric Force Plates. J Biomech. 1990; 23(7):705–10.
- Bowker RM, Atkinson PJ, Atkinson TS, Haut RC. Effect of contact stress in bones of the distal interphalangeal joint on microscopic changes in articular cartilage and ligaments. Am J Vet Res. 2001; 62(3):414–24.
- Brehm W, Berndt A. Korrekturbeschläge bei Veränderungen der Hufform. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 200–212.
- Brimacombe JM, Wilson DR, Hodgson AJ, Ho KCT, Anglin C. Effect of calibration method on Tekscan sensor accuracy. J. Biomech. Eng. 2009; 131(3):34503.
- Buchner HHF. Gait adaptations in lameness. In: Back W, Clayton HM, Hrsg. Equine locomotion. 2. Aufl. Edinburgh: Saunders Elsevier; 2013. p. 175–197.
- Buchner HHF. Beurteilung des Gangbildes. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 134–141.
- Buchner HHF. Lahmheit. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 145–149.

- Budras K-D. Schultergliedmaße. In: Budras K-D, Röck S, Hrsg. Atlas der Anatomie des Pferdes: Lehrbuch für Tierärzte und Studierende. 1. Aufl. Hannover: Schlüter; 1991. p. 2–13.
- Budras K-D. Beckengliedmaße. In: Budras K-D, Röck S, Hrsg. Atlas der Anatomie des Pferdes: Lehrbuch für Tierärzte und Studierende. 1. Aufl. Hannover: Schlüter; 1991. p. 24–25.
- Budras K-D. Hufbeinträger. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 92–94.
- Budras K-D. Weiße Linie (Linea alba ungulae, Zona alba). In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 95–98.
- Budras K-D. Kapitel: Schultergliedmaße: Muskulatur mit passiver Stehvorrichtung und Fesselträger. In: Budras K-D, Röck S, Hrsg. Atlas der Anatomie des Pferdes: Lehrbuch für Tierärzte und Studierende. 1. Aufl. Hannover: Schlüter; 1991. p. 10–11.
- Budras K-D. Hufkapsel (Capsula ungulae). In: Ashdown RR, Done S, Hrsg. Topographische Anatomie des Pferdes. Stuttgart: Enke; 1988. p. 75–78.
- Budras K-D. Mikrostruktur der Hufhaut. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 78–79.
- Budras K-D. Segmente des Hufs und ihre Hornprodukte. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 85–92.
- Budras K-D, König HE. Zehenendorgan (Organum digitale): Huf. In: König HE, Liebich H-G, Aurich C, Hrsg. Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. 6. Aufl. Stuttgart: Schattauer; 2015. p. 648–657.
- Cauldron I, Grulke S, Farnir F, Aupaix B, SerTEYN D. Radiographic Assessment of Equine Interphalangeal Joints Asymmetry: Articular Impact of Asymmetric Bearings (Part II). J Vet Med A. 1998a; 45:327–35.
- Cauldron I, Grulke S, Farnir F, Vanschepdael P, SerTEYN D. In-shoe foot force sensor to assess hoof balance determined by radiographic method in ponies trotting on a treadmill. Vet Q. 1998b; 20(4):131–5.
- Cauldron I, Miesen M, Grulke S, Vanschepdael P, Leroy P, SerTEYN D. Radiological assessment of the effects of a full rolling motion shoe during asymmetrical bearing. Equine Vet J. 1997; 29(S23):20–2.
- Chateau H, Degueurce C, Denoix J-M. Effects of 6° elevation of the heels on 3D kinematics of the distal portion of the forelimb in the walking horse. Equine Vet J. 2004; 36(8):649–54.
- Chateau H, Degueurce C, Denoix J-M. Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe. Equine Vet J. 2006a; 38(2):164–9.
- Chateau H, Degueurce C, Denoix J-M. Effects of egg-bar shoes on the 3-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses walking on a sand track. Equine Vet J. 2006b; 36(S36):377–82.
- Chateau H, Degueurce C, Jerbi H, Crevier-Denoix N, Pourcelot P, Audigié F et al. Normal three-dimensional behaviour of the metacarpophalangeal joint and the effect of uneven foot bearing. Equine Vet J. 2001; 33(S33):84–8.
- Chateau H, Holden-Douilly L, Robin D, Falala S, Pourcelot P, Estoup P et al. Biomechanical analysis of hoof landing and stride parameters in harness trotter horses running on different

- tracks of a sand beach (from wet to dry) and on an asphalt road. *Equine Vet J.* 2010; 38(S38):488–95.
- Chateau H, Robin D, Falala S, Pourcelot P, Valette JP, Ravary-Plumioën B et al. Effects of a synthetic all-weather waxed track versus a crushed sand track on 3D acceleration of the front hoof in three horses trotting at high speed. *Equine Vet J.* 2009a; 41(3):247–51.
- Chateau H, Robin D, Simonelli T, Pacquet L, Pourcelot P, Falala S et al. Design and validation of a dynamometric horseshoe for the measurement of three-dimensional ground reaction force on a moving horse. *J Biomech.* 2009b; 42(3):336–40.
- Clayton HM. Biomechanics of the Distal Interphalangeal Joint. *J Equine Vet Sci.* 2010; 30(8):401–5.
- Clayton HM, Chateau H, Back W. Forelimb function: Sagittal plane analysis of forelimb kinematics and kinetics. In: Back W, Clayton HM, Hrsg. *Equine locomotion.* 2. Aufl. Edinburgh: Saunders Elsevier; 2013. p. 105–115.
- Clayton HM, Lanovaz JL, Schamhardt HC, Willemen MA, Colborne GR. Net joint moments and powers in the equine forelimb during the stance phase of the trot. *Equine Vet J.* 1998; 30(5):384–9.
- Clayton HM, Schamhardt HC. Measurement techniques for gait analysis. In: Back W, Clayton HM, Hrsg. *Equine locomotion.* 2. Aufl. Edinburgh: Saunders Elsevier; 2013. p. 33–53.
- Clayton HM, Sigafos R, Curle RD. Effect of three Shoe Types on the Duration of Breakover in sound Trotting Horses. *J Equine Vet Sci.* 1991; 11(2):129–32.
- Colahan P, Leach DH, Muir G. Centre of Pressure Location of the Hoof with and without Hoof Wedges. *Equine Exerc Phys.* 1991; 3:113–9.
- Contino EK, Barrett MF, Werpy NM. Effect of limb positioning on the radiographic appearance of the distal and proximal interphalangeal joint spaces of the forelimbs of horses during evaluation of dorsopalmar radiographs. *J Am Vet Med Assoc.* 2014; 244(10):1186–90.
- Crevier-Denoix N, Camus M, Falala S, Ravary-Plumioën B, Pauchard M, Martino J et al. 3D Measurement of the displacement of the forelimb hoof during stance in three horses circling at the canter on a competition surface. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014; 17(sup1):142–3.
- Crevier-Denoix N, Munoz-Nates F, van Hamme A, Camus M, Emond AL, Jerbi H et al. Biomechanical comparison between hybrid turf ('AirFibr' technology) and natural turf at landing after hurdle jumping in one horse. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2015; 18(sup1):1916–7.
- Crevier-Denoix N, Pourcelot P, Holden-Douilly L, Camus M, Falala S, Ravary-Plumioën B et al. Discrimination of two equine racing surfaces based on forelimb dynamic and hoof kinematic variables at the canter. *Vet J.* 2013a; 198:e124-e129.
- Crevier-Denoix N, Pourcelot P, Ravary-Plumioën B, Robin D, Falala S, Uzel S et al. Influence of track surface on the equine superficial digital flexor tendon loading in two horses at high speed trot. *Equine Vet J.* 2009; 41(3):257–61.
- Crevier-Denoix N, Ravary-Plumioën B, Vergari C, Camus M, Holden-Douilly L, Falala S et al. Comparison of superficial digital flexor tendon loading on asphalt and sand in horses at the walk and trot. *Vet J.* 2013b; 198:e130-e136.

- Crevier-Denoix N, Roosen C, Dardillat C, Pourcelot P, Jerbi H, Sanaa M et al. Effects of heel and toe elevation upon the digital joint angles in the standing horse. *Equine Vet J.* 2001; 33(S33):74–8.
- Cripps PJ, Eustace RA. Radiological measurements from the feet of normal horses with relevance to laminitis. *Equine Vet J.* 1999; 31(5):427–32.
- Dallap Schaer BL, Ryan CT, Boston RC, Nunamaker DM. The horse-racetrack interface: A preliminary study on the effect of shoeing on impact trauma using a novel wireless data acquisition system. *Equine Vet J.* 2006; 38(7):664–70.
- Davies HMS, Philip C. Hornschuh. In: Floyd AE, Mansmann RA, Hrsg. *Hufkrankheiten Diagnostik: Therapie; orthopädischer Beschlag.* 1. Aufl. München: Urban Fischer Verlag; 2009. p. 6–8.
- Davies HMS, Philip C. Bänder. In: Floyd AE, Mansmann RA, Hrsg. *Hufkrankheiten Diagnostik: Therapie; orthopädischer Beschlag.* 1. Aufl. München: Urban Fischer Verlag; 2009. p. 15–19.
- Davies HMS, Philip C. Sehnen. In: Floyd AE, Mansmann RA, Hrsg. *Hufkrankheiten Diagnostik: Therapie; orthopädischer Beschlag.* 1. Aufl. München: Urban Fischer Verlag; 2009. p. 20–24.
- Degueurce C, Chateau H, Jerbi H, Crevier-Denoix N, Pourcelot P, Audigié F et al. Three-dimensional kinematics of the proximal interphalangeal joint: effects of raising the heels or the toe. *Equine Vet J.* 2001; 33(S33):79–83.
- Denoix J-M. Functional Anatomy of the Equine Interphalangeal Joints. *Proc. Am. Ass. equine Practnrs.* 1999. (45):174–7.
- Denoix J-M, Chateau H, Crevier-Denoix N. Corrective Shoeing of Equine Foot Injuries. *Proceedings of the Geneva Congress of Equine Medicine and Surgery.* 2007. (10):136–43.
- Denoix J-M, Crevier-Denoix N, Chateau H. Corrective shoeing of equine distal limb injuries. *Proceedings of 9th Geneva Congress of Equine Medicine and Surgery.* 2005:79–82.
- Drewniak EI, Crisco JJ, Spenciner DB, Fleming BC. Accuracy of circular contact area measurements with thin-film pressure sensors. *J Biomech.* 2007; 40(11):2569–72.
- Duberstein KJ, Johnson EL, Whitehead A. Effects of Shortening Breakover at the Toe on Gait Kinematics at the Walk and Trot. *J Equine Vet Sci.* 2013; 33(11):930–6.
- Ducro BJ, Bovenhuis H, Back W. Heritability of foot conformation and its relationship to sports performance in a Dutch Warmblood horse population. *Equine Vet J.* 2009a; 41(2):139–43.
- Ducro BJ, Gorissen B, Eldik P, Back W. Influence of foot conformation on duration of competitive life in a Dutch Warmblood horse population. *Equine Vet J.* 2009b; 41(2):144–8.
- Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG. Die Schultergliedmaße des Pferdes. In: Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG, Hrsg. *Anatomie der Haustiere: Lehrbuch für Studium und Praxis.* 1. Aufl. Stuttgart: Enke; 1991. p. 600–616.
- Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG. Der Bewegungsapparat: Das Skelett der Schultergliedmaße. In: Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG, Hrsg. *Anatomie der Haustiere: Lehrbuch für Studium und Praxis.* 1. Aufl. Stuttgart: Enke; 1991. p. 81–90.
- Dyson GHG, Woods BD, Travers P R. *The mechanics of athletics.* 7 Aufl. New York: Holmes & Meier Publishers; 1986.

- Dyson S. Evaluation of poor performance in competition horses: A musculoskeletal perspective. Part 2: Further investigation. *Equine Vet Educ.* 2015;n/a-n/a.
- Dyson SJ. Evaluation of poor performance in competition horses: A musculoskeletal perspective. Part 1: Clinical assessment. *Equine Vet Educ.* 2016a; 28(5):284–93.
- Dyson SJ. Hindlimb lameness associated with proximal suspensory desmopathy and injury of the accessory ligament of the suspensory ligament in five horses. *Equine Vet Educ.* 2014; 26(10):538–42.
- Dyson SJ. Can lameness be graded reliably? *Equine Vet J.* 2011; 43(4):379–82.
- Dyson SJ. Evaluation of poor performance in competition horses: A musculoskeletal perspective. Part 2: Further investigation. *Equine Vet Educ.* 2016b; 28(7):379–87.
- Dyson SJ, Greve L. Subjective Gait Assessment of 57 Sports Horses in Normal Work: A Comparison of the Response to Flexion Tests, Movement in Hand, on the Lunge, and Ridden. *J Equine Vet Sci.* 2016; 38:1–7.
- Dyson SJ, Murray RC, Schramme MC, Branch M. Collateral desmitis of the distal interphalangeal joint in 18 horses. *Equine Vet J.* 2004; 36(2):160–6.
- Dyson SJ, Tranquille CA, Collins SN, Parkin TDH, Murray RC. An investigation of the relationships between angles and shapes of the hoof capsule and the distal phalanx. *Equine Vet J.* 2011; 43(3):295–301.
- Eliashar E, McGuigan MP, Wilson AM. Relationship of foot conformation and force applied to the navicular bone of sound horses at the trot. *Equine Vet J.* 2004; 36(5):431–5.
- Foor D. Auswahl des passenden Hufeisens. In: Floyd AE, Mansmann RA, Hrsg. *Hufkrankheiten Diagnostik: Therapie; orthopädischer Beschlag.* 1. Aufl. München: Urban Fischer Verlag; 2009. p. 400–401.
- Geiger SM, Reich E, Böttcher P, Grund S, Hagen J. Validation of biplane high-speed fluoroscopy combined with two different noninvasive tracking methodologies for measuring in vivo distal limb kinematics of the horse. *Equine Vet J.* 2018; 50(2):261–9.
- Geyer H. Äußere Haut, Integumentum commune. In: Salomon F-V, Hrsg. *Anatomie für die Tiermedizin.* Stuttgart: Enke-Verl. in MVS Medizinverl; 2005. p. 658–667.
- Girtler D. Zur Biomechanik der Zehengelenke beim Pferd. *Pferdeheilkunde.* 2001; 17(4):357–60.
- GREGORY. Gregory's textbook of farriery. 1 Aufl. Lamar, Mo.: Heartland Horseshoeing School; 2011a.
- Gregory C. Section 11: Shoe Arsenal: Chapter 50: Heart Bar, W-shoe and G-bar. In: Gregory C, Hrsg. *Gregory's textbook of farriery.* 1. Aufl. Lamar, Mo.: Heartland Horseshoeing School; 2011a. p. 561–569.
- Gregory C. Section3: Anatomy: Chapter 12: Biomechanics. Redirecting, Absorbing and Dealing with Concussion. In: Gregory C, Hrsg. *Gregory's textbook of farriery.* 1. Aufl. Lamar, Mo.: Heartland Horseshoeing School; 2011a. p. 141–150.
- Gregory C. Chapter 27 Shoe Modifications. In: Gregory C, Hrsg. *Gregory's textbook of farriery.* 1. Aufl. Lamar, Mo.: Heartland Horseshoeing School; 2011a. p. 245–258.
- Gregory C. Section 3: Anatomy: Chapter 10: Ligaments and Tendons. In: Gregory C, Hrsg. *Gregory's textbook of farriery.* 1. Aufl. Lamar, Mo.: Heartland Horseshoeing School; 2011a. p. 98–126.

Gregory C. Section 4: Conformation: Chapter 15: Corrective Shoeing Theory. In: Gregory C, Hrsg. Gregory's textbook of farriery. 1. Aufl. Lamar, Mo.: Heartland Horseshoeing School; 2011a. p. 173–176.

Gregory C. Section 10: Lameness and Pathology: Chapter 43: Lameness. In: Gregory C, Hrsg. Gregory's textbook of farriery. 1. Aufl. Lamar, Mo.: Heartland Horseshoeing School; 2011a. p. 389–401.

Gregory C. Section 11: Shoe Arsenal: Chapter 49: Egg Bar Shoe. In: Gregory C, Hrsg. Gregory's textbook of farriery. 1. Aufl. Lamar, Mo.: Heartland Horseshoeing School; 2011a. p. 551–561.

Gregory C. Section 3: Anatomy: Chapter 8: The Foot. In: Gregory C, Hrsg. Gregory's textbook of farriery. 1. Aufl. Lamar, Mo.: Heartland Horseshoeing School; 2011a. p. 50–65.

Greve L, Dyson SJ. The interrelationship of lameness, saddle slip and back shape in the general sports horse population. *Equine Vet J.* 2014; 46(6):687–94.

Gross D, Hauger W, Schröder J, Wall WA. Allgemeine Kraftsysteme und Gleichgewicht des starren Körpers: Gleichgewichtsbedingungen. In: Gross D, Hauger W, Schröder J, Wall WA, Hrsg. Technische Mechanik 1: Statik. 13. Aufl. Berlin: Springer; 2016. p. 58–67.

Gross D, Hauger W, Schröder J, Wall WA. Schwerpunkt: Schwerpunkt und Massenmittelpunkte eines Körpers. In: Gross D, Hauger W, Schröder J, Wall WA, Hrsg. Technische Mechanik 1: Statik. 13. Aufl. Berlin: Springer; 2016.

Gross D, Hauger W, Schröder J, Wall WA. Grundbegriffe: Wechselwirkungsgesetz. In: Gross D, Hauger W, Schröder J, Wall WA, Hrsg. Technische Mechanik 1: Statik. 13. Aufl. Berlin: Springer; 2016. p. 14–15.

Gustås P, Johnston C, Drevemo S. Ground reaction force and hoof deceleration patterns on two different surfaces at the trot. *Comp Exerc Physiol.* 2006; 3(4):209.

Hagedorn P, Wallaschek J. Grundbegriffe. In: Hagedorn P, Wallaschek J, Hrsg. Technische Mechanik Band 1. 6. Aufl.: Verlag Europa-Lehrmittel; 2014. p. 5–10.

Hansen N, Buchner HHF, Haller J, Windischbauer G. Evaluation using hoof wall strain gauges of a therapeutic shoe and a hoof cast with a heel wedge as potential supportive therapy for horses with laminitis. *Vet Surg.* 2005; 34(6):630–6.

Harvey AM, Williams SB, Singer ER. The effect of lateral heel studs on the kinematics of the equine digit while cantering on grass. *Vet J.* 2012; 192(2):217–21.

Hickman J. The early history of horse shoeing. *Vet Hist.* 1975; 4:5–10.

Hinterhofer C, Stanek C, Haider H. The effect of flat horseshoes, raised heels and lowered heels on the biomechanics of the equine hoof assessed by finite element analysis (FEA). *J Vet Med A.* 2000; 47:73–82.

Hinterhofer C, Weißbacher N, Buchner HHF, Peham C, Stanek C. Motion analysis of hoof wall, sole and frog under cyclic load in vitro: Deformation of the equine hoof shod with regular horse shoe, straight bar shoe and bare hoof. *Pferdeheilkunde.* 2006; 22(3):314–9.

Hood DM, Taylor D, Wagner IP. Effects of ground surface deformability, trimming, and shoeing on quasistatic hoof loading patterns in horses. *Am J Vet Res.* 2001; 62(6):895–900.

Hsiao H, Guan J, Weatherly M. Accuracy and precision of two in-shoe pressure measurement systems. *Ergonomics.* 2002; 45(8):537–55.

Imhof U. Die Geschichte des Hufbeschlags. *Schweiz Archiv Tierheilk.* 2010; 152(1):21–9.

- Johnston C, Back W. Hoof ground interaction: When biomechanical stimuli challenge the tissues of the distal limb. *Equine Vet J.* 2006; 38(7):634–41.
- Kai M, Aoki O, Hiraga A, Oki H, Tokuriki M. Use of an instrument sandwiched between the hoof and shoe to measure vertical ground reaction forces and three-dimensional acceleration at the walk, trot, and canter in horses. *Am J Vet Res.* 2000; 61(8):979–85.
- Kainer RA. Zehe und Fesselgelenkbereich (Regio metacarpophalangea). In: Stashak TS, Hrsg. *Adams' Lahmheit bei Pferden.* 4. Aufl. Hannover: Schaper; 1989a. p. 1–18.
- Khumsap S, Clayton HM, Lanovaz JL, Bouchey M. Effect of walking velocity on forelimb kinematics and kinetics. *Equine Vet J.* 2002; 34(S34):325–9.
- Kroekenstoel AM, van Heel MCV, van Weeren PR, Back W. Developmental aspects of distal limb conformation in the horse: The potential consequences of uneven feet in foals. *Equine Vet J.* 2006; 38(7):652–6.
- Kummer M, Geyer H, Imboden I, Auer JA, Lischer C. The effect of hoof trimming on radiographic measurements of the front feet of normal Warmblood horses. *Vet J.* 2006; 172(1):58–66.
- Lange C, Kattelans A, Rohn K, Lüpke M, Brüchner H-P, Stadler P. Die kinetische Untersuchung der Fußung, der Belastung des Hufes und des Abrollvorganges an den Vordergliedmaßen von Pferden im Schritt und im Trab auf dem Laufband mit dem HoofTM-System (Tekscan®). *Pferdeheilkunde.* 2012; 28(5):538–47.
- Lanshammar H. Estimation of Gait Cycle Duration and Stride Length from One Marker Kinematic Data. In: Bergmann G, Kölbel R, Rohlmann A, Hrsg. *Biomechanics: Basic and Applied Research.* Dordrecht: Springer; 1987. p. 129–134.
- Lawson SEM, Chateau H, Pourcelot P, Denoix J-M, Crevier-Denoix N. Effect of toe and heel elevation on calculated tendon strains in the horse and the influence of the proximal interphalangeal joint. *J Anat.* 2007; 210(5):583–91.
- Liebich H-G, Maierl J, König HE. Knochen der Schultergliedmaße (Ossa membri thoracici): Skelett des Vorderfußes des Pferdes. In: König HE, Liebich H-G, Aurich C, Hrsg. *Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis.* 6. Aufl. Stuttgart: Schattauer; 2015. p. 163–164.
- Liebich H-G, Maierl J, König HE. Verbindungen der Knochen der Schultergliedmaße (Articulationes membri thoracici). In: König HE, Liebich H-G, Aurich C, Hrsg. *Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis.* 6. Aufl. Stuttgart: Schattauer; 2015. p. 173–188.
- Litzke L-F. Orthopädischer Beschlag bei Erkrankungen des Bewegungsapparates: Hufrehe. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. *Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages.* 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 241–249.
- Litzke L-F. Orthopädischer Beschlag bei Erkrankungen des Bewegungsapparats: Sehnenerkrankungen. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. *Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages.* 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 268–274.
- Litzke L-F. Orthopädischer Beschlag bei Erkrankungen des Bewegungsapparats: Verletzungen des Hufs. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. *Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages.* 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 227–235.
- Litzke L-F. Orthopädischer Beschlag bei Erkrankungen des Bewegungsapparates: Trennungen im Bereich der Hornkapsel. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. *Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages.* 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 218–225.

- Maierl J, Weissengruber G, Peham C, König HE. Statik und Dynamik: Statik. In: König HE, Liebich H-G, Aurich C, Hrsg. Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. 6. Aufl. Stuttgart: Schattauer; 2015. p. 287–290.
- Maierl J, Weissengruber G, Peham C, König HE. Statik und Dynamik: Dynamik. In: König HE, Liebich H-G, Aurich C, Hrsg. Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. 6. Aufl. Stuttgart: Schattauer; 2015. p. 290–293.
- Marneris D, Dyson SJ. Clinical features, diagnostic imaging findings and concurrent injuries in 71 sports horses with suspensory branch injuries. *Equine Vet Educ*. 2014; 26(6):312–21.
- Martino J, Pourcelot P, Falala S, Camus M, Holden-Douilly L, Chateau H et al. Estimation of longitudinal hoof slip displacement at the canter on two different track surfaces using accelerometric and kinematic methods: a preliminary comparative study with one horse. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2013; 16(sup1):139–41.
- McIlwraith CW. Mechanische Eigenschaften der Sehnen. In: Stashak TS, Hrsg. Adams' Lahmheit bei Pferden. 4. Aufl. Hannover: Schaper; 1989a. p. 449.
- McLester J, St. Pierre P. System Orientation. In: McLester J, St. Pierre P, Hrsg. Applied biomechanics: Concepts and connections. Belmont, CA: Thompson Wadsworth; 2008. p. 26–31.
- Moleman M, van Heel MCV, van den Belt, A J M, Back W. Accuracy of hoof angle measurement devices in comparison with digitally analysed radiographs. *Equine Vet Educ*. 2005; 17(6).
- Moleman M, van Heel MCV, van Weeren PR, Back W. Hoof growth between two shoeing sessions leads to a substantial increase of the moment about the distal, but not the proximal, interphalangeal joint. *Equine Vet J*. 2006; 38(2).
- Murray RC, Walters JM, Snart H, Dyson SJ, Parkin TDH. Identification of risk factors for lameness in dressage horses. *Vet J*. 2010a; 184(1):27–36.
- Murray RC, Walters JM, Snart H, Dyson SJ, Parkin TDH. How do features of dressage arenas influence training surface properties which are potentially associated with lameness? *Vet J*. 2010b; 186(2):172–9.
- Muybridge E. Animals in Motion. Newburyport: Dover Publications; 2012.
- Nauwelaerts S, Aerts P, Clayton HM. Stride to stride variability in joint angle profiles during transitions from trot to canter in horses. *Vet J*. 2013; 198:64.
- Nauwelaerts S, Hobbs SJ, Back W. A horse's locomotor signature: COP path determined by the individual limb. *PloS one*. 2017; 12(2):e0167477.
- Nickel R, Schummer A, Wille KH, Wilkens H. Verbindungen der Knochen der Schultergliedmaße: Vorderfuß-Verbindungen. In: Nickel R, Schummer A, Seiferle E, Frewein J, Hrsg. Bewegungsapparat. 5. Aufl. Berlin und Hamburg: Paul Parey; 1977. p. 198–212.
- Nickel R, Schummer A, Wille KH, Wilkens H. Knochen der Schultergliedmaße. In: Nickel R, Schummer A, Seiferle E, Frewein J, Hrsg. Bewegungsapparat. 5. Aufl. Berlin und Hamburg: Paul Parey; 1977. p. 58–83.
- Northrop AJ, Dagg L-A, Martin JH, Brigden CV, Owen AG, Blundell EL et al. The effect of two preparation procedures on an equine arena surface in relation to motion of the hoof and metacarpophalangeal joint. *Vet J*. 2013; 198:e137-e142.
- O'Grady SE, Poupard DA. Physiological horseshoeing: an overview. *Equine Vet Educ*. 2001; 13(6):330–4.

- Oomen AM, Oosterlinck M, Pille F, Sonneveld DC, Gasthuys F, Back W. Use of a pressure plate to analyse the toe-heel load redistribution underneath a normal shoe and a shoe with a wide toe in sound warmblood horses at the walk and trot. *Res Vet Sci.* 2012; 93(2):1026–31.
- Oosterlinck M, Hardeman LC, van der Meij, B R, Veraa S, van der Kolk, J H, Wijnberg ID et al. Pressure plate analysis of toe-heel and medio-lateral hoof balance at the walk and trot in sound sport horses. *Vet J.* 2013; 198 Suppl 1:13.
- Oosterlinck M, Pille F, Sonneveld DC, Oomen AM, Gasthuys F, Back W. Contribution of dynamic calibration to the measurement accuracy of a pressure plate system throughout the stance phase in sound horses. *Vet J.* 2012; 193(2):471–4.
- Page BT. Evaluating the position of the coffin bone relative to the hoof capsule. *J Equine Vet Sci.* 2001; 21(5):247.
- Page BT, Hagen TL. Breakover of the hoof and its effect on structures and forces within the foot. *J Equine Vet Sci.* 2002; 22(6):258–64.
- Panagiotopoulou O, Rankin JW, Gatesy SM, Hutchinson JR. A preliminary case study of the effect of shoe-wearing on the biomechanics of a horse's foot. *PeerJ.* 2016; 4:e2164.
- Pardoe CH, McGuigan MP, Rogers KM, Rowe LL, Wilson AM. The effect of shoe material on the kinetics and kinematics of foot slip at impact on concrete. *Equine Vet J.* 2001; 33(S33):70–3.
- Park RD, Lebel JL. Prinzipien der Interpretation röntgenologischer Darstellungen. In: Stashak TS, Hrsg. *Adams' Lahmheit bei Pferden.* 4. Aufl. Hannover: Schaper; 1989a. p. 176–182.
- Parkes RS, Newton RJ, Dyson SJ. An investigation of risk factors for foot-related lameness in a United Kingdom referral population of horses. *Vet J.* 2013; 196(2):218–25.
- Peham C, Licka TL, Girtler D, Scheidl M. The influence of lameness on equine stride length consistency. *Vet J.* 2001; 162(2):153–7.
- Perino VV, Kawcak CE, Frisbie DD, Reiser RF, McIlwraith CW. The Accuracy and Precision of an Equine In-Shoe Pressure Measurement System as a Tool for Gait Analysis. *J Equine Vet Sci.* 2007; 27(4):161–6.
- Pfau T, Robilliard JJ, Weller R, Jespers K, Eliashar E, Wilson AM. Assessment of mild hindlimb lameness during over ground locomotion using linear discriminant analysis of inertial sensor data. *Equine Vet J.* 2007; 39(5):407–13.
- Pollitt CC. Hufbeschlag beim Problemfuß. In: Pollitt CC, Budras K-D, Hertsch B, Hrsg. *Farbatlas Huf: Anatomie und Klinik.* Hannover: Schlüter; 1999. p. 70–74.
- Pollitt CC. Hufeisen und Beschlag. In: Pollitt CC, Budras K-D, Hertsch B, Hrsg. *Farbatlas Huf: Anatomie und Klinik.* Hannover: Schlüter; 1999. p. 53–64.
- Pollitt CC. Anatomie der Hufwand. In: Pollitt CC, Budras K-D, Hertsch B, Hrsg. *Farbatlas Huf: Anatomie und Klinik.* Hannover: Schlüter; 1999. p. 31–37.
- Pollitt CC. Equine Laminitis: A Revised Pathophysiology. *Proc. Am. Ass. equine Practnrs.* 1999d; 45:188–92.
- Ratzlaff MH, Hyde ML, Hutton DV, Rathgeber RA, Balch OK. Interrelationships between moisture content of the track, dynamic properties of the track and the locomotor forces exerted by galloping horses. *J Equine Vet Sci.* 1997; 17(1):35–42.
- Ratzlaff MH, Wilson PD, Hutton DV, Slinker BK. Relationships between hoof-acceleration patterns of galloping horses and dynamic properties of the track. *Am J Vet Res.* 2005; 66(4):589–95.

- Rau B, Schwendenmann H, Scherer M. Hufbeschlagnach Verwendung. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 185–200.
- Reilly PT. In-Shoe Force Measurements and Hoof Balance. J Equine Vet Sci. 2010; 30(9):475–8.
- Riemersma DJ, Van den Bogert AJ, Jansen MO, Schamhardt HC. Influence of shoeing on ground reaction forces and tendon strains in the forelimbs of ponies. Equine Vet J. 1996; 28(2):126–32.
- Roach JM, Pfau T, Bryars J, Unt V, Channon SB, Weller R. Sagittal distal limb kinematics inside the hoof capsule captured using high-speed fluoroscopy in walking and trotting horses. Vet J. 2014; 202(1):94–8.
- Rocha JV, Lischer C, Kummer M, Hässig M, Auer JA. Evaluating the measuring software package Metron-PX for morphometric description of equine hoof radiographs. J Equine Vet Sci. 2004; 24(8):347–54.
- Rogers CW, Back W. The effect of plain, eggbar and 6 degrees-wedge shoes on the distribution of pressure under the hoof of horses at the walk. N Z Vet J. 2007; 55(3):120–4.
- Rooney JR. The Angulation of the Forefoot and Pastern of the Horse. J Equine Vet Sci. 1983; 4(3):138–43.
- Sack WO. Digit and Hoof. In: Sack WO, Rooney JR, Habel RE, Sadler L, Hrsg. Rooney's guide to the dissection of the horse. 6. Aufl. Ithaca, N.Y.: Veterinary Textbooks; 1994. p. 134–152.
- Salomon F-V. Bewegungsapparat: Knochenverbindungen. Knochenverbindungen der Schultergliedmaßen. In: Salomon F-V, Hrsg. Anatomie für die Tiermedizin. Stuttgart: Enke-Verl. in MVS Medizinverl; 2005. p. 126–135.
- Salomon F-V. Bewegungsapparat: Knöchernes Skelett. Skelett der Gliedmaßen. In: Salomon F-V, Hrsg. Anatomie für die Tiermedizin. Stuttgart: Enke-Verl. in MVS Medizinverl; 2005. p. 51–80.
- Scheffer CJ, Back W. Effects of 'navicular' shoeing on equine distal forelimb kinematics on different track surface. Vet Q. 2001; 23(4):191–5.
- Scherer M. Orthopädischer Beschlag bei Bewegungsstörungen. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 212–218.
- Scherer M, Bronkhorst G, Zwaan J de, Back W. Huf- und Gleitschutz: Hufeisen für besondere Hufformen. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 35–36.
- Scherer M, Bronkhorst G, Zwaan J de, Back W. Huf- und Gleitschutz: Sonder- und Korrekturbeschläge. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages. 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 36–48.
- Schoonover MJ, Jann HW, Blaik MA. Quantitative comparison of three commonly used treatments for navicular syndrome in horses. Am J Vet Res. 2005; 66(7):1247–51.
- Schramme MC, Schumacher J, Schumacher J. Clinical examination, differential analgesia and imaging modalities for investigation of distal limb lameness. Proc. Am. Ass. equine Practnrs. 2007:51–69.
- Sprecher DJ, Hostetler DE, Kaneene JB. A lameness scoring system that uses posture and gait to predict dairy cattle reproductive performance. Theriogenology. 1997; 47(6):1179–87.

- Stashak TS. Definition des Begriffs Lahmheit. In: Stashak TS, Hrsg. Adams' Lahmheit bei Pferden. 4. Aufl. Hannover: Schaper; 1989a. p. 100–102.
- Stashak TS. Hufeisen und Hufnägel: Spezialbeschläge/orthopädische Beschläge. In: Stashak TS, Hrsg. Adams' Lahmheit bei Pferden. 4. Aufl. Hannover: Schaper; 1989a. p. 788–793.
- Stashak TS. Vorderhuf. In: Stashak TS, Hrsg. Adams' Lahmheit bei Pferden. 4. Aufl. Hannover: Schaper; 1989a. p. 94–95.
- Stashak TS. Spezialbeschläge/orthopädische Beschläge. In: Stashak TS, Hrsg. Adams' Lahmheit bei Pferden. 4. Aufl. Hannover: Schaper; 1989a. p. 816–818.
- Sumiya T, Suzuki Y, Kasahara T, Ogata H. Sensing stability and dynamic response of the F-Scan in-shoe sensing system: A technical note. *J Rehabil Res Dev*. 1998; 35(2):192–200.
- Thieme K, Ehrle A, Lischer C. Radiographic measurements of the hooves of normal ponies. *Vet J*. 2015; 206(3):332–7.
- Thompson KN, Cheung TK, Silverman M. The effect of toe angle on tendon, ligament and hoof wall strains in vitro. *J Equine Vet Sci*. 1993; 13(11):651–4.
- van Heel MCV, Barneveld A, van Weeren PR, Back W. Dynamic pressure measurements for the detailed study of hoof balance: the effect of trimming. *Equine Vet J*. 2004; 36(8):778–82.
- van Heel MCV, Moleman M, Barneveld A, van Weeren PR, Back W. Changes in location of centre of pressure and hoof-unrollment pattern in relation to an 8-week shoeing interval in the horse. *Equine Vet J*. 2005; 37(6):536–40.
- van Heel MCV, van Weeren PR, Back W. Shoeing sound Warmblood horses with a rolled toe optimises hoof-unrollment and lowers peak loading during breakover. *Equine Vet J*. 2006a; 38(3):258–62.
- van Heel MCV, van Weeren PR, Back W. Compensation for changes in hoof conformation between shoeing sessions through the adaptation of angular kinematics of the distal segments of the limbs of horses. *Am J Vet Res*. 2006b; 67(7):1199–203.
- van Weeren PR, Jansen MO, Van den Bogert AJ, Barneveld A. A Kinematic and Strain Gauge Study of the Reciprocal Apparatus in the Equine Hind Limb. *J Biomech*. 1992; 25(11):1291–301.
- Waldern NM, Wiestner T, Ramseier LC, Amport C, Weishaupt MA. Effects of shoeing on limb movement and ground reaction forces in Icelandic horses at walk, tölt and trot. *Vet J*. 2013; 198:e103-e108.
- Weaver MP, Shaw DJ, Munaiwa G, Fitzpatrick DP, Bellenger CR. Pressure distribution between the deep digital flexor tendon and the navicular bone, and the effect of raising the heels in vitro. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology : V.C.O.T.* 2009; 22(4):278–82.
- Weishaupt MA, Waldern NM, Amport C, Ramseier LC, Wiestner T. Effects of shoeing on intra- and inter-limb coordination and movement consistency in Icelandic horses at walk, tölt and trot. *Vet J*. 2013; 198 Suppl 1:13.
- White JM, Mellor DJ, Duz M, Lischer C, Voute LC. Diagnostic accuracy of digital photography and image analysis for the measurement of foot conformation in the horse. *Equine Vet J*. 2008; 40(7):623–8.
- Widmer WR. Bildgebende Verfahren: Grundsätze der Computertomographie. In: Floyd AE, Mansmann RA, Hrsg. Hufkrankheiten Diagnostik: Therapie; orthopädischer Beschlag. 1. Aufl. München: Urban Fischer Verlag; 2009. p. 152–157.

Literaturverzeichnis

Willemen MA, Savelberg, H H C M, Barneveld A. The effect of orthopaedic shoeing on the force exerted by the deep digital flexor tendon on the navicular bone in horses. *Equine Vet J.* 1999; 31(1):25–30.

Willemen MA, Savelberg, H H C M, Jacobs MWH, Barneveld A. Biomechanical effects of rocker-toed shoes in sound horses. *Vet Q.* 1996; 18(sup2):75–8.

Woodburn J, Helliwell PS. Observations on the F-Scan In-Shoe Pressure Measuring System. *Clin Biomech.* 1997; 12(3):16.

Yoshihara E, Takahashi T, Otsuka N, Isayama T, Tomiyama T, Hiraga A et al. Heel movement in horses: comparison between glued and nailed horse shoes at different speeds. *Equine Vet J Suppl.* 2010; 42(38):431–5.

Zadow C von. Fußknochen und Hufknorpel. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. *Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages.* 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 62–68.

Zadow C von. Muskeln und Sehnen. In: Litzke L-F, Rau B, Ruthe H, Hrsg. *Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages.* 6. Aufl. Stuttgart: Enke; 2012. p. 69–71.

Danksagung

Mein Dank gilt meiner Frau Sandra, meinem Sohn Niklas und meiner Tochter Anna, ohne deren konstante Unterstützung und Motivation diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Weiterhin allen Funatomen die mich auf dem Weg im Institut und darüber hinaus begleitet haben. Es ist ein großer Schatz in einem solchen Umfeld arbeiten zu können und die ersten wissenschaftlichen Schritte zu gehen. In diesem Zusammenhang seien Prof. Mülling und Dr. Hagen insbesondere benannt, die mich sehr früh auf diesen Weg geführt und dort unterstützt haben.

Großer Dank gilt weiterhin der Firma und Familie Werkman, welche neben der wissenschaftlichen Kooperation auch darüber hinaus Ansprechpartner und Unterstützer in all der Zeit waren.

